

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ENFERMERÍA, FISIOTERAPIA Y
PODOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

**Estudio del comportamiento muscular y estabilidad en
pacientes amputados transtibiales. Análisis del impacto de la
amputación en la imagen corporal, la autoestima y su calidad
de vida**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Nuria Sarroca Becerrica

Directores

Ricardo Becerro de Bengoa Vallejo
Marta Elena Losa Iglesias

Madrid



U N I V E R S I D A D
COMPLUTENSE
M A D R I D

**DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD DE LA TESIS
PRESENTADA PARA OBTENER EL TÍTULO DE DOCTOR**

D./Dña. _____,
estudiante en el Programa de Doctorado _____,
de la Facultad de _____ de la Universidad Complutense de
Madrid, como autor/a de la tesis presentada para la obtención del título de Doctor y
titulada:

y dirigida por: _____

DECLARO QUE:

La tesis es una obra original que no infringe los derechos de propiedad intelectual ni los derechos de propiedad industrial u otros, de acuerdo con el ordenamiento jurídico vigente, en particular, la Ley de Propiedad Intelectual (R.D. legislativo 1/1996, de 12 de abril, por el que se aprueba el texto refundido de la Ley de Propiedad Intelectual, modificado por la Ley 2/2019, de 1 de marzo, regularizando, aclarando y armonizando las disposiciones legales vigentes sobre la materia), en particular, las disposiciones referidas al derecho de cita.

Del mismo modo, asumo frente a la Universidad cualquier responsabilidad que pudiera derivarse de la autoría o falta de originalidad del contenido de la tesis presentada de conformidad con el ordenamiento jurídico vigente.

En Madrid, a _0_ de _____ de 20__

Fdo.: _____ NURIA SARROCA BECERRICA _____

Esta DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD debe ser insertada en
la primera página de la tesis presentada para la obtención del título de Doctor.



**Estudio del comportamiento muscular y estabilidad en
pacientes amputados transtibiales. Análisis del impacto de la
amputación en la imagen corporal, autoestima y su calidad de
vida.**

Nuria Sarroca Becerrica
Memoria de Tesis Doctoral

Enero 2020

Agradecimientos

Debo agradecer de manera muy especial y con todo mi orgullo y admiración a mi padre y mi marido quienes tras circunstancias desafortunadas en la vida me han enseñado que siempre se debe dar un paso adelante. Ellos motivaron mi estudio para investigar y entender el proceso y lo que conlleva una amputación.

Mi más profundo agradecimiento al Dr. José Valero Salas, por su apoyo y su incondicional generosidad tanto en el terreno profesional como en el personal.

A Fita Casanova por su gran amistad y compañía en mi camino, apoyándome siempre y dando los mejores consejos.

A mis compañeras y grandes amigas María del Caso y Cristina Alonso, por compartir grandes momentos que nos hacen avanzar y abren puertas siempre juntas.

A mis compañeros y familia Carolina Álvarez, Gonzalo Barrenechea, José Cardo y Mariola Valero con quienes empecé y mantengo siempre conmigo.

Al Dr. Manuel Lahoz por su amabilidad, generosidad y disposición siempre que lo necesito.

A todos los pacientes que desinteresadamente colaboraron en el estudio para comprender e intentar ayudar en el delicado proceso que presenta el paciente tras una amputación.

A mi madre, mi hermano, Sandra y mi prima Ana por el apoyo y amor recibido siempre que lo necesito.

A la doctora Patricia Carreras quien ha pasado conmigo un largo camino pedregoso para poder concluir mi estudio.

A mis directores de tesis por permitir terminar mi estudio .

Y con todo mi cariño y amor a mi hijo Adrián, quien apareció durante esta experiencia y estudio y es el motor de mi vida.

Gracias a todas las personas que me apoyaron y creyeron en la realización de mi tesis.



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ENFERMERÍA, FISIOTERAPIA Y PODOLOGÍA

**Estudio del comportamiento muscular y estabilidad en
pacientes amputados transtibiales. Análisis del impacto de la
amputación en la imagen corporal, autoestima y su calidad de
vida.**

Memoria para optar al grado de **DOCTORA** que presenta Dña. Nuria Sarroca Becerrica.

Directores:

D. Ricardo Becerro de Bengoa Vallejo
Catedrático
Universidad Complutense de Madrid

Dña. Marta Elena Losa Iglesias
Catedrática
Universidad Rey Juan Carlos de Madrid

Madrid, 2 de Enero de 2020

ÍNDICE

PÁG.

Resumen	1
1. La amputación	15
1.1 Etiología de la amputación	16
1.2 Niveles de amputación de la extremidad inferior	18
1.3 Epidemiología de las amputaciones	20
1.4 Complicaciones de la amputación	22
1.5 Síndrome del miembro fantasma	23
1.6 Criterios de protetización	23
1.7 La amputación transtibial	25
1.8 Partes de una prótesis transtibial	26
2. La marcha humana normal	33
2.1 La marcha humana patológica	33
2.2 Causas de la marcha humana patológica	34
2.3 La marcha en el amputado	35
3. Aplicaciones de la señal de EMG	37
3.1 Aplicaciones médicas	37
3.2 Aplicaciones control	38
3.3 Electromiografía en el amputado	39
3.4 Prótesis mioeléctricas. Tendencias y futuras prótesis	41
4. Postura y equilibrio	45
4.1 Mecánica del movimiento. Estabilidad y equilibrio	47
4.2 Variables que determinan el equilibrio y la estabilidad	48
4.2.1 Centro y línea de gravedad	48
4.2.2 Centro de masas	48
4.2.3 Base de sustentación	49
4.4 Postura y equilibrio en el amputado	50
4.5 Plataformas de estabilometría	52
5. Aspectos psicológicos de la amputación	53
5.1 Percepción de la imagen corporal	53
5.2 Autoestima	54
5.3 Calidad de vida	54
6. Justificación del estudio	55
7. Hipótesis y objetivos del estudio	57
7.1 Hipótesis	57

7.2 Objetivos	59
8. Diseño y método.....	61
8.1 Diseño del estudio.....	61
8.2 Población a estudio.....	61
8.2.1 Pacientes	61
8.2.2 Controles.....	62
8.2.3 Tamaño muestral	62
8.3 Variables a estudio	63
8.3.1 Variables sociodemográficas y clínicas:.....	64
8.3.2 Variables relacionadas con la actividad muscular:.....	64
8.3.3 Variables relacionadas con la estabilidad:.....	65
8.3.4 Variables relacionadas con la percepción de imagen corporal, autoestima y calidad de vida.....	65
8.4 Instrumentos de medida	67
8.4.1 Estudio de actividad muscular.....	67
8.4.2 Estudio de estabilidad.....	73
8.4.3 Cuestionarios	79
8.4.3.1 Cuestionario de Imagen Corporal MBSRQ ®	79
8.4.3.2 Cuestionario Autoestima - Rosenberg (RSE).	81
8.4.3.3 Cuestionario de calidad de vida (SF-36).....	83
8.5 Análisis Estadístico.	85
8.6 Aspectos éticos.....	86
9. Resultados	87
9.1 Características clínicas de la muestra.....	87
9.2 Resultados EMG	89
9.2.1 Actividad muscular.....	89
9.2.2 Análisis intragrupo.	89
9.2.3 Análisis intergrupo.	93
9.3 Resultados estabilidad.....	105
9.3.1 Longitud de trazo.....	105
9.3.1.1 Longitud de trazo según soporte y visión	105
9.3.1.2 Longitud de trazo según soporte	107
9.3.1.3 Longitud de trazo según visión.....	109
9.3.1.4 Longitud de trazo en sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral con respecto a la población sana.....	111
9.3.2 Velocidad lateral.....	113
9.3.2.1 Velocidad lateral según soporte y visión	113
9.3.2.2 Velocidad lateral según soporte	115

9.3.2.3 Velocidad lateral según visión.....	116
9.3.2.4 Velocidad lateral en sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral con respecto a la población sana.....	118
9.3.3 Velocidad anterior.....	119
9.3.3.1 Velocidad anterior según soporte y visión.....	119
9.3.3.2 Velocidad anterior según soporte	121
9.3.3.3 Velocidad anterior según visión.....	123
9.3.3.4 Velocidad anterior en sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral con respecto a la población sana.....	124
9.4 Resultados Autoestima, Imagen Corporal y Calidad de Vida.....	127
9.4.1 Autoestima.....	127
9.4.2 Imagen corporal.....	128
9.4.3 Calidad de vida	129
9.4.4 Correlación entre la imagen corporal (MBSRQ), Autoestima de Rosenberg (RSE) y calidad de vida (SF-36).	130
9.4.5 Factores asociados a la calidad de vida (SF-36),imagen corporal y autoestima.....	130
10. Discusión	130
10.1 Discusión EMG	131
10.2 Discusión estabilidad.....	135
10.3 Discusión autoestima, imagen corporal y calidad de vida.....	141
10.4 Limitaciones y posible sesgo del estudio	143
10.5 Aplicabilidad y utilidad de los resultados. Líneas de investigación futuras.....	145
11. Conclusiones	147
12. Referencias bibliográficas	149
13. Anexos.....	175
Anexo 1. Cuestionario de Imagen Corporal MBSRQ ® Versión Española	175
Anexo 2. Cuestionario Autoestima Rosemberg (RSE).	178
Anexo 3. Cuestionario calidad de vida (SF-36).....	179
Anexo 4. Dictamen del comité de ética de la Universidad Rey Juan Carlos	187
Anexo 5. Modelo de Consentimiento Informado.....	188
Anexo 6. Historia Clínica.....	192
Anexo 7. Tabla de fiabilidad ICC (95%) de las tres mediciones repetidas de las variables de EMG para isquiotibiales.....	193
Anexo 8. Tabla de fiabilidad ICC (95%) de las tres mediciones repetidas de las variables de EMG para cuádriceps.....	194
Anexo 9. Tabla de fiabilidad ICC (95%) de las tres mediciones repetidas de las variables de estabilidad.....	195

Resumen

Introducción

La marcha en el ser humano consiste en un proceso complejo cuyo objetivo básico es realizar el movimiento de traslación entre dos puntos de manera eficaz y segura, patrón que es altamente automatizado y eficiente. El conocimiento de los aspectos esenciales que intervienen en una marcha funcional es imprescindible para el estudio de la marcha patológica, de tal manera, que se puede establecer una correlación y adjudicar así la causa y el efecto a cualquier anomalía. La amputación de miembros inferiores supone nuevos patrones biomecánicos de carga y marcha, pudiendo aparecer lesiones por sobrecarga o desuso. Los amputados de miembro inferior presentan en situación estática mayores desplazamientos de su centro de gravedad que sujetos sin amputación, dependiendo en mayor medida de la información visual, lo que supone un patrón alterado en la estabilidad. La pérdida de una parte del cuerpo perturba la integridad del cuerpo y afecta el estado físico y psicológico, significa un impacto drástico en el cuerpo del paciente y su percepción, lo que puede suponer una alteración en la autoestima, percepción de la imagen corporal y su calidad de vida.

Objetivo

El objetivo general de esta tesis es aportar datos concretos que contribuyan a esclarecer las posibles alteraciones musculares y de estabilidad que influyen en el amputado, así como posibles alteraciones en la percepción de su imagen, autoestima o calidad de vida.

Metodología

Estudio cuasiexperimental pre-post longitudinal prospectivo en sujetos amputados transtibiales unilaterales protetizados. Durante el estudio se interviene sobre los pacientes mediante la modificación de distintas condiciones (velocidad de la marcha, plantilla, visión), y se evalúa cómo afectan a la actividad muscular de cuádriceps o isquiotibiales caminando en una cinta rodante y en la estabilidad del sujeto mediante el registro de la plataforma de presiones. Además, existe un grupo control que nos permite analizar las diferencias de sujetos amputados transtibiales unilaterales protetizados respecto a la población sana. Debido a que una amputación induce a varias limitaciones en la realización

de actividades sociales, profesionales y de ocio, se incorporan al estudio cuestionarios validados para valorar autoestima, percepción de imagen corporal y calidad de vida.

Resultados

Contamos en el estudio con 50 participantes con una edad media de 41,2 años, un 80,0% son hombres. Son 25 pacientes amputados y 25 controles, sin diferencias entre los grupos para sexo, edad, IMC o número de pie.

En términos de **actividad muscular**, los sujetos con amputación transtibial unilateral presentan diferencias significativas al comparar la pierna amputada con la pierna sana, todas ellas en el grupo de cuádriceps a altas velocidades. Además, se obtienen diferencias significativas al comparar la pierna amputada del grupo experimental y la pierna derecha del grupo control, con valores medios inferiores de EMG en grupo experimental, todas ellas en los cuádriceps y en las velocidades 3 y 4, independientemente de la plantilla empleada. En ambos grupos independientemente del soporte y grupo muscular la EMG se ve alterada de forma significativa según velocidad de la marcha, a mayor velocidad mayor actividad muscular. El soporte sólo muestra diferencias en isquiotibiales a velocidad 4 para ambos grupos de estudio.

Los sujetos con amputación transtibial unilateral presentan menor **estabilidad** en términos de longitud de trazo, velocidad lateral y velocidad anterior que la población sana. En ambos grupos se obtiene mayor estabilidad con ojos abiertos respecto a cerrados. La longitud de trazo y la velocidad anterior en ambos grupos es menor (más estabilidad) con plantilla dura respecto a descalzo o plantilla blanda, pero no son significativas en el grupo experimental en cuanto a velocidad lateral.

En relación a **calidad de vida**, los sujetos con amputación transtibial unilateral presentan niveles medios significativamente inferiores respecto a los controles en todas las subescalas del cuestionario SF-36, y tanto en el resumen del Componente Físico (44,48 vs 57,48) como en el resumen del Componente Mental (52,52 vs 55,52), aunque la diferencia no resulta estadísticamente significativa en este último. Los pacientes presentan una puntuación media significativamente inferior en el cuestionario de **imagen corporal** MBSRQ frente a los controles en todas las subescalas, igual que en la escala de

autoestima de Rosenberg (34,44 vs 36,04), aunque en este caso ambos grupos presentan una autoestima elevada.

Conclusiones

Los sujetos con amputación transtibial unilateral presentan valores medios inferiores de EMG en cuádriceps respecto al grupo control, independientemente del soporte, a mayor velocidad mayor diferencia entre los grupos. Los pacientes muestran también menor estabilidad en términos de longitud de trazo, velocidad lateral y velocidad anterior que la población sana. Además, los amputados reportan niveles medios significativamente inferiores respecto a la población sana en relación a calidad de vida y percepción de su imagen corporal.

ABSTRACT

Introduction

The human march consist of a complex process whose primary goal is to conduct efficiently and safely the translational movement between two points, a pattern that is highly automatic and efficient. The knowledge of the essential aspects that intervene in a functional march is essential for the study of the pathological march, in such a way that a correlation can be established and thus assign the cause and effect to any abnormality. The amputation of lower limbs implies new biomechanical loading and walking patterns and damages may appear due to overload or disuse. Lower limb amputees present in static situations greater displacements of their gravity centre than subjects without amputation, depending to a greater extent, on visual information, which implies an altered stability pattern. The loss of a part of the body disturbs the integrity of it and affects the physical and psychological state which means a drastic impact on the patient's body and perception, which can signify an alteration in self-esteem, perception of body image and his / her life quality.

Objectives

The general aim of the present research study is to provide with concrete data that contribute to clarify the possible muscle and stability alterations that have influence the amputee as well as possible alterations in the perception of his image, self-esteem or quality of life.

Methodology

Quasi-experimental prospective longitudinal pre-post prospective study in unilateral transtibial amputee subjects. During the study, patients were intervened by modifying different conditions (gait speed, template, vision), and how they affect the quadriceps or hamstring muscle activity walking on a treadmill and the stability of the subject through pressure platform registration. In addition, there is a control group that allows us to analyze

the differences of unilateral transtibial amputated subjects protected against the healthy population. Because an amputation induces several limitations in the performance of social, professional and leisure activities, validated questionnaires to assess self-esteem, perception of body image and quality of life are incorporated into the study.

Results

In the study we have 50 participants with an average age of 41.2 years, of which 80.0% are men. There are 25 amputee patients and 25 controls, without differences between the groups in terms of sex, age, BMI or foot number.

In terms of **muscle activity**, subjects with unilateral transtibial amputation present significant differences when comparing the amputated leg with the healthy one, all of them in the quadriceps group at high speeds. In addition, significant differences are obtained when comparing the amputated leg of the experimental group and the right leg of the control group, with lower mean values of EMG in the experimental group, all of them in the quadriceps and at speeds 3 and 4, regardless of the template used. In both groups, regardless of support and muscle group, the EMG is significantly altered according to the speed of gait, the greater the speed is, the greater the muscular activity is also. The support only shows differences in hamstrings at speed 4 for both study groups.

Subjects with unilateral transtibial amputation have less **stability** in terms of stroke length, lateral velocity and anterior velocity than the healthy population. In both groups, greater stability is obtained with eyes open to closed. The stroke length and the previous velocity in both groups is shorter (more stability) with a hard template compared to barefoot or a soft template, but they are not significant in the experimental group in terms of lateral velocity.

In relation to **quality of life**, subjects with unilateral transtibial amputation have significantly lower average levels compared to controls in all subscales of the SF-36 questionnaire, and both in the summary of the Physical Component (44.48 vs. 57.48) and in the summary of the Mental Component (52.52 vs. 55.52), although the difference is not statistically significant in the latter. Patients have a significantly lower average score in the MBSRQ **body image** questionnaire compared to controls in all subscales, as in the

Rosemberg **self-esteem** scale (34.44 vs 36.04), although in this case both groups present high self-esteem.

Conclusions

Subjects with unilateral transtibial amputation have lower mean values of EMG in quadriceps compared to the control group, regardless of support, the greater the speed is, the greater the difference between the groups will be. Patients also show less stability in terms of stroke length, lateral velocity and anterior velocity than the healthy population. In addition, amputees report significantly lower average levels compared to the healthy population in relation to quality of life and perception of their body image.

ÍNDICE DE ABREVIATURAS Y ACRÓNIMOS

EAP: Enfermedad Arterial Periférica
EAOP: Enfermedad Arterial Oclusiva Periférica
MESS: Mangled Extremity Severity Score
ISO: International Standards Organization
CMBD: Conjunto Mínimo básico de Datos
GRD: Grupos Relacionados con el Diagnóstico
TSB: Total Surface Bearing
PTB: Patellar Tendon Bearing
SACH: Solid Ankle Cushion Heel
PAE: Pie Almacenamiento de Energía
OMS: Organización Mundial de la Salud
EMG: Electromiografía
FES: Estimulación Eléctrica Funcional
EEG: Electroencefalograma
PVC: Policloruro de vinilo
VMG: Vibromiografía
CDG: Centro de Gravedad
COG: Centre of Gravity
CM: Centro de Masas
BS: Base de Sustentación
BDA: Base de Apoyo
CdV: Calidad de Vida
AEMG: Valor Medio Rectificado de Electromiografía
PC: Personal Computer
MVIC: Contracción Isométrica Voluntaria Máxima
CMV: Contracción Máxima Voluntaria
CP : Centro de Presión
AP: Anterior posterior
ML: Medial Lateral
DS:Desviación Estándar

PL: Longitud Trayectoria
BW: Peso corporal
MBSRQ: Body Self Relations Questionnaire
ISC: Importancia Subjetiva de la Corporalidad
COMF: Conductas orientadas a tener la forma física
AFA: Atractivo Físico Autoevaluado
CAF: Cuidado Aspecto Físico
RSE: Rossenber Autoestima Questionnaire
CVRS: Calidad de Vida Relacionada con la Salud
AMM: Asociación Médica Mundial
FF: Función Física
RF: Rol Físico
DC: Dolor Corporal
SG: Salud General
VT: Vitalidad
FS: Función Social
RE: Rol Emocional
SM: Salud Mental
PCS: Resumen Componente Físico
MCS: Resumen Componente Mental

Figura 1. Etiología de la amputación. Fuente propia.	16
Figura 2. Representación de los niveles de amputación de miembro inferior, según los términos ISO y su equivalencia con los términos anteriores. Fuente propia.	19
Figura 3. Diagnósticos de amputación de miembro superior y miembro inferior según la norma estatal 2009. fuente propia.	22
Figura 4. Partes de la extremidad protésica. Fuente propia.	27
Figura 5. Encaje rígido de fibra de carbono. Fuente propia.....	28
Figura 6. Sistema liner con pin. Fuente propia.	29
Figura 7. Sistema liner por succión. Fuente propia.	30
Figura 8. Pie variflex. Fuente propia.	31
Figura 9. Pasillo de marcha Clínica Sarroca con plataforma de presiones. Fuente propia.	67
Figura 10. Cinta rodante Nordictrak en Clínica Sarroca. Fuente propia.....	68
Figura 11. Pantalón corto EMG MBody en su exterior. Fuente propia.	70
Figura 12. Pantalón corto de EMG MBody en su interior. Fuente propia.....	70
Figura 13. Registro de la CMV grupo cuádriceps. Fuente propia.	71
Figura 14. Registro CMV grupo isquiotibial. Fuente propia.	72
Figura 15. Baropodometría en paciente amputado descalzo. Fuente propia.....	74
Figura 16. Plantilla polipropileno PP-DWST 4 mm. Fuente propia.	75
Figura 17. Plantilla confort de silicona. Fuente propia.....	76
Figura 18. Imagen registro de datos de estabilometría con plataforma S-plate. Fuente propia.	78
Figura 19. Etiología de los amputados. Fuente propia.....	88
Figura 20. EMG según velocidad, grupo muscular y grupo de estudio (Descalzo).....	100
Figura 21. EMG según velocidad, grupo muscular y grupo de estudio (Calzado sin plantilla). ...	101
Figura 22. EMG según velocidad, grupo muscular y grupo de estudio (Plantilla blanda).	102
Figura 23. EMG según velocidad, grupo muscular y grupo de estudio (Plantilla dura).....	103
Figura 24. Longitud de trazo según grupo de estudio y soporte.	108
Figura 25. Longitud de trazo según grupo de estudio y condición de visión.	110
Figura 26. Velocidad lateral según grupo de estudio y soporte.	116
Figura 27. Velocidad lateral según grupo de estudio y condición de visión.	117
Figura 28. Velocidad anterior según grupo de estudio y soporte.....	123
Figura 29. Velocidad anterior según grupo de estudio y condición de visión.	124
Figura 30. Participantes con autoestima elevada según la escala de Autoestima Rosenberg	127

Figura 31. Cuestionario MBSRQ (media \pm DE).....	128
Figura 32. Cuestionario SF-36 (media \pm DE).....	129
Figura 33. Cuestionario Rosenberg Cuestionario SF-36 (media \pm DE).	130

Tabla 1. Especificaciones técnicas de las plataformas de fuerzas.	74
Tabla 2. Datos técnicos de Polipropileno PP-DWST.	77
Tabla 3. Subescalas del índice de salud SF-36 e interpretación de resultados.	84
Tabla 4. Características sociodemográficas de los participantes según grupo de estudio.	87
Tabla 5. EMG según situación y pierna en el grupo control.	90
Tabla 6. EMG según situación y pierna en el grupo caso.	91
Tabla 7. EMG según situación y pierna: derecha controles vs. amputada pacientes.	93
Tabla 8. EMG según situación y pierna: derecha controles vs. amputada pacientes. Influencia del soporte.	95
Tabla 9. EMG para grupo isquiotibial en velocidad 4 según soporte. Comparaciones dos a dos (diagonal superior amputados- diagonal inferior controles).	96
Tabla 10. EMG según situación y pierna: derecha controles vs. amputada pacientes. Influencia de la velocidad.	97
Tabla 11. EMG según velocidad y grupo muscular (descalzo). Comparaciones dos a dos (diagonal superior amputados- diagonal inferior controles).	99
Tabla 12. EMG según velocidad y grupo muscular (sin plantilla). Comparaciones dos a dos (diagonal superior amputados- diagonal inferior controles).	101
Tabla 13. EMG según velocidad y grupo muscular (plantilla blanda). Comparaciones dos a dos (diagonal superior amputados-diagonal inferior controles).	102
Tabla 14. EMG según velocidad y grupo muscular (plantilla dura). Comparaciones dos a dos (diagonal superior amputados-diagonal inferior controles).	103
Tabla 15. Longitud de trazo según grupo de estudio y situación.	106
Tabla 16. Longitud de trazo según situación y grupo de estudio (diagonal superior amputados- diagonal inferior controles). Comparaciones dos a dos.	107
Tabla 17. Longitud de trazo según grupo de estudio y soporte.	108
Tabla 18. Longitud de trazo según soporte y grupo de estudio (diagonal superior amputados- diagonal inferior controles). Comparaciones dos a dos.	109
Tabla 19. Longitud de trazo según grupo de estudio y condición de visión.	110
Tabla 20. Modelo de regresión lineal múltiple según longitud de trazo.	112
Tabla 21. Velocidad lateral según grupo de estudio y situación.	113
Tabla 22. Velocidad lateral según situación y grupo de estudio (diagonal superior amputados- diagonal inferior controles). Comparaciones dos a dos.	114

Tabla 23. Velocidad lateral según grupo de estudio y soporte.	115
Tabla 24. Velocidad lateral según soporte y grupo de estudio (diagonal superior amputados- diagonal inferior controles). Comparaciones dos a dos.	116
Tabla 25. Velocidad lateral según grupo de estudio y condición de visión.	117
Tabla 26. Modelo de regresión lineal múltiple para velocidad lateral.	118
Tabla 27. Velocidad anterior según grupo de estudio y situación.	120
Tabla 28. Velocidad anterior según situación y grupo de estudio (diagonal superior amputados- diagonal inferior controles). Comparaciones dos a dos.	121
Tabla 29. Velocidad anterior según grupo de estudio y soporte.	122
Tabla 30. Velocidad anterior según soporte y grupo de estudio (diagonal superior amputados- diagonal inferior controles). Comparaciones dos a dos.	122
Tabla 31. Velocidad según grupo de estudio y condición de visión.	124
Tabla 32. Modelo de regresión lineal múltiple para velocidad anterior.	125
Tabla 33. Subescalas Rosenberg (media±DE).	128
Tabla 34. Cuestionario SF-36 (media±DE).	129
Tabla 35. Coeficiente de correlación de Spearman (p valor).	130

1. La amputación

La palabra amputación se origina del latín: amputare, cuyo significado es cortar o separar. Se define en la medicina como la resección parcial o total y definitiva de un miembro del cuerpo, creando a la vez un órgano funcional llamado muñón de amputación. (1) Pero tiene un componente constructivo porque prepara un miembro residual apto para ser el origen de una prótesis funcional (2).

El aparato locomotor constituye un sistema completamente integrado, de manera que existe una interacción dinámica entre las aferencias sensoriales y los centros de control motor de la locomoción (3).

Una amputación conlleva la pérdida física de la porción amputada y su contribución en la totalidad del organismo. En el caso del miembro inferior consiste en una alteración primariamente periférica que no sólo supone la pérdida estructural del soporte estático, implica además la pérdida de la función dinámica del complejo articular y una pérdida de información sensorial, propioceptiva y exteroceptiva (2,4).

Por tanto, la amputación constituye un proceso potencialmente discapacitante que representa a nivel mundial un importante problema socio-sanitario (5).

La amputación de una extremidad en cualquier grupo de edad genera una gran discapacidad que afecta a todos los aspectos de las actividades diarias.

En el ámbito de la angiología y de la cirugía vascular, la amputación puede ser la mejor o la única opción en algunos pacientes con una isquemia crítica cuyo tratamiento revascularizador es impracticable, no está justificado o ha fracasado. La amputación pretende anular la fuente de dolor resecando tejido muerto, gravemente isquémico o infectado, y tratando de mantener al mismo tiempo la funcionalidad y un nivel de calidad de vida aceptable (6).

1.1 Etiología de la amputación

La etiología de la amputación engloba diferentes causas como son la diabetes mellitus, la enfermedad arterial periférica (EAP), los traumatismos, los procesos neoplásicos malignos, los procesos infecciosos y las malformaciones congénitas (7).

En el mundo occidental, la causa más frecuente de amputación es la patología vascular periférica (8).

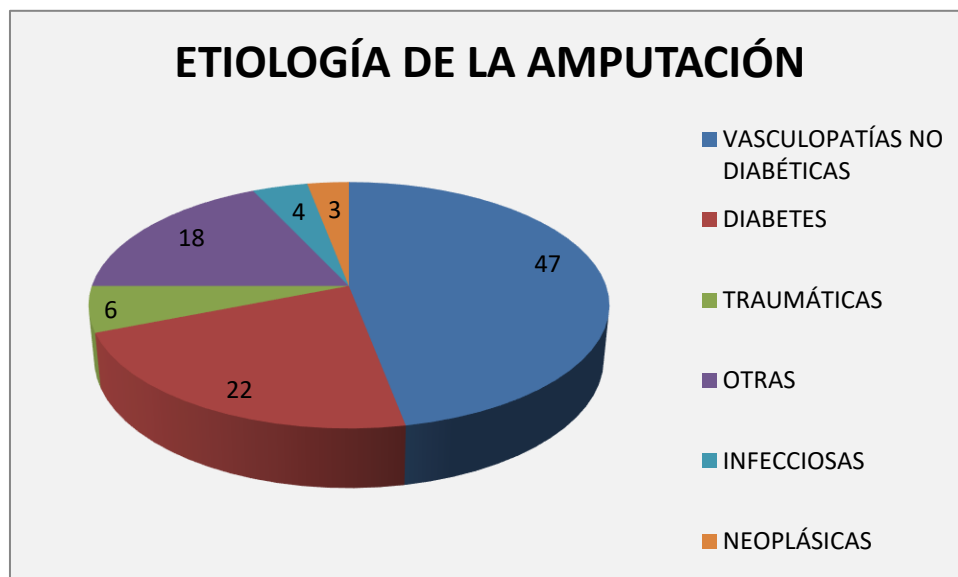


Figura 1. Etiología de la amputación. Fuente propia.

Los factores de riesgo más importantes de la EAP son el sexo masculino, la edad avanzada, el tabaquismo, la enfermedad coronaria, la hipertensión, la dislipemia y la diabetes.

En los individuos con diabetes, las alteraciones metabólicas provocadas por la diabetes producen cambios en la estructura que pueden ser previos incluso al diagnóstico de la propia enfermedad. La prevalencia de enfermedad arterial es mayor que en los no diabéticos.

En las extremidades inferiores la probabilidad de afectación es de tres a cuatro veces superior que en la población no diabética. Esto tiene una significativa repercusión global en el sistema de salud, como lo demuestra un coste de 4,3 billones de dólares anuales en amputaciones de miembros inferiores en Estados Unidos (9).

Las lesiones en el pie (pie diabético) representan la causa más frecuente de ingreso hospitalario en dicho grupo; se trata de una estancia hospitalaria prolongada y recurrente, y en ocasiones se precisa la amputación del miembro. Este hecho origina un coste social y económico elevado y una disminución de la calidad de vida de los pacientes. El factor desencadenante de la amputación es la úlcera, asociada a infección y gangrena. La incidencia de un nuevo episodio tras una amputación ronda en torno al 50% a los 5 años.

La claudicación intermitente se presenta en diabéticos con el doble de frecuencia. La diabetes es una enfermedad “silenciosa” que ha adquirido por méritos propios el estatus de pandemia, y se estima que conduce a un aumento de la enfermedad oclusiva arterial periférica (EAOP), neuropatía diabética e infección de los tejidos. Esta triada es responsable de la mayoría de las amputaciones de los miembros inferiores si fracasan los intentos de curación o revascularización. Finalmente, se observa que muchos de los pacientes amputados presentan comorbilidades asociadas además de la diabetes (Hipertensión arterial, insuficiencia cardiocirculatoria, enfermedades tumorales, enfermedades pulmonares, enfermedades degenerativas o inflamatorias articulares) (10).

Los traumatismos llegan a conformar la principal indicación en pacientes jóvenes. Para predecir qué extremidades son recuperables se dispone actualmente de varios sistemas de puntuación. El más utilizado es el test de gravedad de la extremidad destrozada (MESS: Mangled Extremity Severity Score). Este sistema es fácil de aplicar, y clasifica la lesión de acuerdo a la energía que la produce, la isquemia de la extremidad, el grado de shock y la edad del paciente, aunque ningún sistema de clasificación puede sustituir la experiencia y el juicio clínico (11,12).

La amputación puede ser necesaria para las infecciones agudas o crónicas que no responden a los antibióticos y a los desbridamientos quirúrgicos. Se puede realizar una amputación en guillotina con una revisión posterior a un nivel más proximal después de que se haya controlado la infección. Otro método alternativo es la amputación abierta invirtiendo inicialmente los colgajos y empaquetando la herida abierta con un cierre secundario a las dos semanas aproximadamente. Una herida contaminada que se cierre sin el desbridamiento adecuado tiene un gran riesgo de producción de gangrena gaseosa (13).

En la fase aguda las infecciones más preocupantes son las producidas por los organismos productores de gas. En estos casos se consideran heridas por accidentes de tráfico, heridas por proyectil de arma de fuego y en medios contaminados (13).

La amputación en casos por neoplasias a nivel óseo está indicada principalmente para la resección de la neoplasia maligna antes de que produzca metástasis, o que esté empezando a ulcerarse, infectarse o provocando una fractura patológica complicada.

Entre los tumores óseos malignos más frecuentes se encuentra el osteosarcoma en la infancia y adolescencia, representando el 60% de los tumores malignos y un 5% del total de tumores sólidos infantiles. El fémur es el hueso más afectado con una frecuencia de 40-50% de casos, seguido de la tibia con un 20% y por último el húmero entre un 10-15%. El tratamiento de los procesos neoplásicos malignos está determinado por sus características biológicas y por la respuesta a la quimioterapia (14). Pero en los casos de elevada malignidad hay destrucción local sobre el hueso afectado invadiendo intramedular y extramedular y en un período corto de tiempo puede producir metástasis por vía hematógena siendo la amputación el único tratamiento en estos casos (15).

1.2 Niveles de amputación de la extremidad inferior

Ante la necesidad de establecer una terminología común referente al ámbito de las amputaciones y de los dispositivos protésicos, a lo largo de la segunda mitad del siglo XX, se realizaron diferentes propuestas. En 1973, en Escocia, un grupo formado por nueve miembros que representaban a cinco países y respaldado por la *International Standards Organization* (ISO), desarrolló un sistema de terminología exacto de clasificación y nomenclatura descriptiva, basado en la práctica. Los términos creados por este grupo han sido modificados ligeramente y adoptados y aprobados por la ISO, en el año 1989 (16).

El vocabulario y los términos adoptados por la nueva clasificación para describir los niveles de amputación y deficiencias congénitas de extremidades quedan recogidos en el ISO 8549 Parte II. El estándar ISO 8549-2 recoge el nivel de amputación de los miembros en amputaciones adquiridas (17). Este engloba términos relacionados con la prótesis y los usuarios. La nueva terminología usa tres descripciones: “trans”, “desarticulación” y

“parcial”; en contraposición a los términos aceptados y utilizados previamente: “encima”, “debajo” o “a través de la articulación”. (Figura 2).

El adjetivo “trans” se utiliza cuando la amputación se realiza a través del eje de un hueso largo, como transfemoral o transhumeral. En los casos en los que hay dos huesos contiguos tibia/peroné y radio/cúbito, sólo se denomina el primer hueso o el más largo (transtibial, transradial).

Cuando la amputación se realiza a través de la articulación, se emplea el término desarticulación (desarticulación de la rodilla, desarticulación del codo). El término “parcial” describe las amputaciones del pie distales a la articulación del tobillo y a las amputaciones de la mano distales a la articulación de la muñeca.

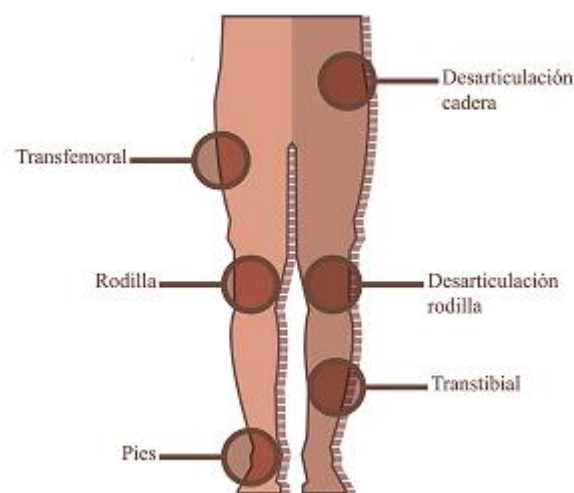


Figura 2. Representación de los niveles de amputación de miembro inferior, según los términos ISO y su equivalencia con los términos anteriores. Fuente propia.

Son varios los factores que contribuyen a decidir el nivel de una amputación además de tomar en cuenta el estado general del paciente y la posibilidad de una rehabilitación con prótesis, la cual es importante tener en cuenta para que el paciente tenga la oportunidad de conservar una funcionalidad motora adecuada y continuar con un desempeño de sus actividades cotidianas para mejorar su calidad de vida y ser autosuficiente además de proporcionar una estética lo más parecida antes de la amputación con el uso de una prótesis (18).

En una amputación por vasculopatía, isquemia o infección periférica el criterio que hay que considerar muy importante es la extensión de tejido sano y con buena irrigación. En una neoplasia maligna hay que considerar la escisión amplia del tumor.

Un aspecto importante sobre el nivel de amputación es que la calidad de vida tiene relación. Estudios mediante el cuestionario SF-36 muestra en un grupo estudiado que a niveles más altos de la resección es peor la calidad de vida. En relación a la movilidad las personas con niveles distales de amputación logran deambular distancias más extensas que quienes tienen miembros residuales cortos. Un factor clave en esta población es la conservación de la rodilla (19).

1.3 Epidemiología de las amputaciones

Los datos de incidencia representan la circunstancia o el número de personas que sufren algún tipo de amputación cada año. Los datos de prevalencia representan el número total estimado de personas que han perdido o presentan ausencia de alguna extremidad e incluye tanto los casos más recientes como los ocurridos hace años.

En los países occidentales, la mayoría de las amputaciones se deben a complicaciones del sistema vascular, causadas sobre todo por la Diabetes Mellitus. Aunque la tasa de amputaciones relacionadas con el cáncer y con traumatismos está disminuyendo, la tasa de amputaciones vasculares va en aumento (20).

Existen diferencias importantes entre los países y dentro de los mismos en los índices de amputaciones mayores de miembros inferiores, como lo demuestra un estudio a nivel global (The Global Lower Extremity Amputation Study Group Epidemiology of lower extremity amputation in centres in Europe, North America and East Asia) efectuado en el año 2000 (21). En ese estudio se observó que la población con más índice de amputaciones mayores en extremidades era la de Navajo (Estados Unidos) con unos índices de 43,9 por cada 100.000 personas y el nivel más bajo se obtuvo en Madrid (España) con un índice del 2,8 por cada 100.000 personas. Sin embargo, en un estudio más reciente publicado en el año 2009 y realizado con la población de la zona sur de la isla de Gran Canaria, eleva esta incidencia hasta los 319 casos por cada 100.000 habitantes (22).

Otro estudio en los Estados Unidos (EEUU) en 2005 referencia que 1,6 millones de personas vivían con la ausencia de alguna extremidad. Se estima que entorno a 185.000 personas en EEUU sufren una amputación cada año, incluyendo este dato, amputaciones a nivel de la extremidad superior y amputaciones a nivel de la extremidad inferior (23).

En cuanto a la tasa de amputaciones a nivel transtibial, esta se ha mantenido en EEUU entre 9 y 12.5 por 100.000 habitantes desde 1990 (24–27).

En España, lamentablemente, no se dispone de un censo estatal actualizado de sujetos con amputación que indique cuál es la prevalencia y la incidencia de sujetos con amputación y que además, especifique el nivel de amputación.

En un estudio en el Hospital universitario Virgen del Rocío de Sevilla se encontró que las amputaciones afectaban a más varones; 81% eran de miembro inferior; la causa más frecuente fue la traumática en las amputaciones de miembro superior, mientras que la vascular fue la causa más frecuente de miembro inferior (28).

Entre los datos que se recogen en la Norma Estatal del Registro de Altas Hospitalarias del Sistema Nacional de Salud (Conjunto Mínimo Básico de Datos CMBD) incluido en el Plan de Estadística Nacional (Ministerio de Sanidad y Consumo) del año 2011(29), se ha extraído la información referida a las amputaciones realizadas en los hospitales públicos. La Norma Estatal recoge un grupo de datos e indicadores que definen el funcionamiento del conjunto de hospitales del Sistema Nacional de Salud en relación con los episodios de hospitalización, una vez clasificados por los Grupos Relacionados por el Diagnóstico (GRD) en la versión "All patients" en vigor para el año de análisis (AP-GRD v23.0). Estos constituyen datos de referencia del Sistema Nacional de Salud para el análisis comparativo de la casuística y del funcionamiento (29). (Figura 3).

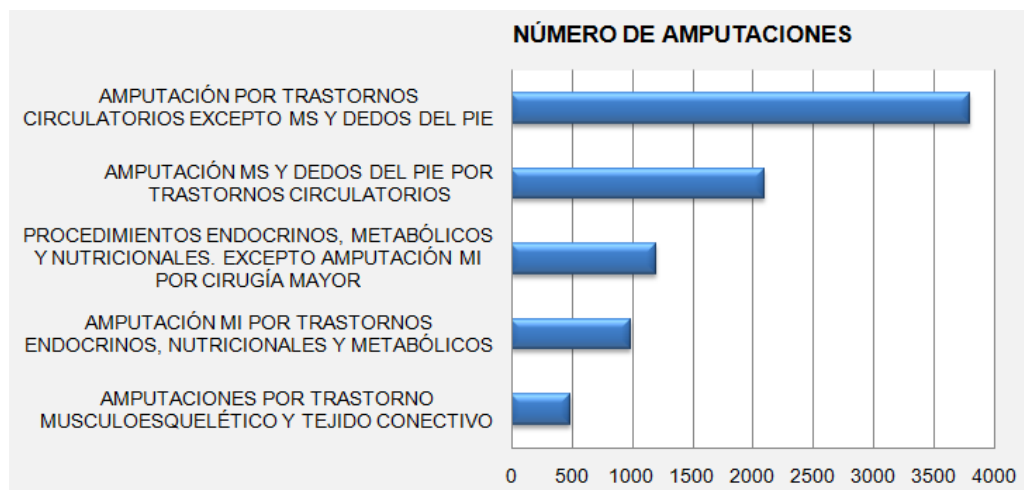


Figura 3. Diagnósticos de amputación de miembro superior y miembro inferior según la norma estatal 2009. fuente propia.

En cuanto a la distribución por edad, la prevalencia es muy homogénea en todos los países. La incidencia de las amputaciones aumenta drásticamente con la edad. Alrededor de dos terceras partes de las amputaciones se producen en personas mayores de 60 años. Igualmente, en todos los países la tasa de amputaciones es mayor en varones que en mujeres (28,30).

1.4 Complicaciones de la amputación

Las principales complicaciones son: degeneración del muñón, contracturas musculares, trastornos circulatorios, trastornos dérmicos, dehiscencia o apertura de la herida quirúrgica, infecciones, hemorragias, úlceras, hiperestésias del muñón y síndromes dolorosos (dolor del muñón y dolor fantasma) (31).

1.5 Síndrome del miembro fantasma

Los mecanismos neurológicos que permiten la percepción de los miembros fantasmas son bien conocidos. Las sensaciones que llegan al cerebro son identificadas según sea su localización en la piel por el homúnculo en la corteza sensorial, la cual contiene una representación de la superficie total del cuerpo. Así, un pellizco en la punta del dedo índice izquierdo estimula una localización en el homúnculo que representa la punta del dedo índice izquierdo. Si el dedo fue amputado y si por una opresión o apretón se produce una señal en cualquier punto a lo largo del nervio remanente entre el muñón del dedo y el homúnculo, la sensación resultante parecerá emanada de la punta del dedo porque el nervio no ha cambiado mucho después de la amputación y el cerebro no tiene manera de saber que la punta del dedo ya no está (32).

1.6 Criterios de protetización

El proceso de protetización no es posible en la totalidad de los pacientes amputados. Fundamentalmente va a depender de diferentes características como son: tipo de amputación, características del muñón, edad y condición física del paciente (debilidad generalizada, obesidad, caquexia), presencia de otras enfermedades (neurológicas, cardiovasculares, reumáticas, oncológicas, hemáticas) y de una buena actitud psicológica ante el proceso. Los pacientes que han sufrido una amputación de causa vascular son, con frecuencia, pacientes de edades avanzadas y que están débiles debido a las comorbilidades. A menudo poseen importantes antecedentes médicos y quirúrgicos, y presentan, en general, una o varias patologías propias de la edad avanzada. Estas dos características los hacen especiales a la hora de plantear el proceso de fisioterapia y protetización. Además, otro dato importante a tener en cuenta es que en muchas ocasiones la otra extremidad también se encuentra afectada. Taylor y colaboradores realizaron una revisión retrospectiva en la que analizaron los factores de pronóstico prequirúrgicos relacionados con el fracaso para utilizar una prótesis, que son: edad avanzada, alto nivel de amputación, amputación bilateral, tabaquismo, insuficiencia renal terminal, enfermedad arterial

coronaria, demencia, déficit nutricional, cirugía vascular anterior y nivel funcional previo (33).

La actuación como equipo multidisciplinar es el pilar básico sobre el que se sustenta el tratamiento del paciente amputado. En el mismo participa el paciente, el cirujano vascular, psicólogo, asistente social, médico rehabilitador, técnico ortopédico, terapeuta ocupacional y fisioterapeuta (34). La comunicación entre los diferentes miembros del equipo, el paciente y la familia es esencial. Se debe analizar el estado físico del paciente, las enfermedades asociadas, el nivel de consciencia y el nivel de amputación.

El término movilidad se define como la «capacidad de moverse por sí mismo o de recibir movimiento por impulso ajeno” y, de acuerdo con la OMS, son componentes clave de la movilidad la capacidad de cambiar la composición corporal y la capacidad de caminar. La movilidad es, especialmente en discapacitados, una necesidad básica física, vital y social, y su recuperación óptima representa un objetivo importante en los programas de rehabilitación (35).

El objetivo de la fisioterapia después de una amputación es el de ayudar al paciente a recuperar el máximo nivel posible de funcionalidad e independencia y mejorar su calidad de vida, tanto en el aspecto físico como en los aspectos psicológicos y sociales. Por tanto, se pretende ayudar al paciente amputado a conseguir su reintegración a la comunidad y a la familia, y el retorno al trabajo previo o a otro alternativo, dependiendo de las limitaciones funcionales. Así, en muchos pacientes jóvenes y en amputaciones transtibiales se puede conseguir la práctica de actividades deportivas como la carrera, escalada o la bicicleta, y en pacientes de edad avanzada o con niveles altos de amputación, la marcha e integrarlos en algunas otras actividades de ocio (9).

Habitualmente los pacientes amputados reciben tratamiento fisioterápico individual pero debido a las características propias del proceso de amputación y en el marco de la búsqueda de una máxima eficacia y eficiencia de los recursos sanitarios disponibles para dar cobertura al grupo de pacientes amputados en constante crecimiento en ocasiones se plantea la realización de un programa de trabajo multidisciplinar de forma grupal para su cobertura. En el mismo se presta asistencia sanitaria integral (física y psíquica) e integrada entre los distintos miembros del equipo (cirujano cardiovascular, médico rehabilitador, técnico ortopeda, enfermera, fisioterapeuta, terapeuta ocupacional y personal auxiliar). La

atención grupal de pacientes se encuentra cada vez más extendida en nuestro país y por ejemplo, se conocen excelentes resultados en el tratamiento grupal de los problemas de columna mediante las Escuelas de Espalda (36). Además, bajo este concepto grupal de asistencia se atienden a otros grupos como pueden ser pacientes neurológicos crónicos y pacientes amputados. Por otro lado, el hecho de que los pacientes acudan a tratamiento en grupo no significa que se deje de atender a las necesidades específicas de cada uno de los integrantes de ese grupo de tratamiento. Esta forma de trabajo parece reportar beneficios enormes para los pacientes entre los que destaca una mayor rapidez en la adquisición de habilidades funcionales y la mejora de la autoestima y confianza propiciados por el ambiente solidario y de ayuda permanente entre los pacientes, potenciando la figura del paciente “experto” (37) y responsable de su salud para conseguir el mayor grado de independencia funcional de cada uno de los participantes y, en definitiva, conseguir el éxito del proceso de protetización.

1.7 La amputación transtibial

La amputación transtibial, infracondílea o por debajo de la rodilla es la más frecuente de las amputaciones de la extremidad inferior con un porcentaje que oscila entre un 25% y un 50% (2). Para la protetización y el retorno rápido a las actividades, se considera este nivel el más recomendable, ya que la funcionalidad del paciente es superior con respecto a otros niveles. En él se preserva la articulación de la rodilla, siendo el nivel óptimo cuando se realiza a 12 cm por debajo de la interlínea articular de la rodilla, teniendo en cuenta que hasta los 7 cm es fácilmente protetizable.

En los pacientes con amputación transtibial la carga distal sobre las superficies óseas es a menudo dolorosa. La principal dificultad de la protetización consiste en adaptar de forma relativamente confortable el encaje, de manera que permita amortiguar el peso corporal y transmitir las fuerzas dinámicas que se producen durante la marcha (2).

Por tanto, el objetivo de la protetización en estos sujetos consiste en lograr una deambulación con la máxima estabilidad, el menor coste energético y la apariencia más normal posible (38,39).

El diseño de las prótesis necesita adecuarse a estos objetivos para que cada extremidad pueda encargarse del control del soporte, la oscilación y el despegue, y se reduzcan, en la medida de lo posible, los cambios degenerativos en la columna lumbar y las rodillas.(38) Con todo ello, el funcionamiento de la marcha de personas con amputación transtibial es a menudo atribuido al estado actual de la tecnología protésica (40–47).

Por un lado, los encajes transtibiales han experimentado importantes mejoras en los últimos años considerándose el factor más importante que determina el éxito o el fracaso de la prótesis (39,42,44,47). Por otro lado, avances en el diseño del pie protésico permiten aportar artificialmente una porción de la contribución muscular perdida por la amputación (40,41,45,46). En la literatura existen multitud de estudios que investigan en sujetos con amputación transtibial unilateral la repercusión y el coste energético de la marcha de diversos diseños protésicos tanto de pies como de encajes (48–52), así como modificaciones con distintos mecanismos de pies protésicos (53–75) y diferentes tipos de encajes o mecanismos de suspensión (76–81).

1.8 Partes de una prótesis transtibial

Como este tipo de prótesis no necesita articulación de la rodilla las partes se clasifican en:

Encaje: suele tener una parte interna llamada liner y una parte externa más rígida.

Sistema de enlace endoesquelético (o exoesquelético, menos frecuente).

Pie protésico: Cientos de modelos y características. Funda cosmética (opcional).



Figura 4. partes de la extremidad protésica. Fuente propia.

Encaje o socket.

A diferencia de la prótesis transfemoral permite la sujeción por una precompresión del muñón del paciente realizada por ajustes en el encaje. Comunmente no usan válvulas de succión.

Actualmente se utilizan prótesis tibiales con interfases blandas de silicona o uretano.

En nuestro estudio el encaje de los pacientes fue *rígido tipo TSB (Total Surface Bearing)* de fibra de carbono o dureza similar.



Figura 5. Encaje rígido de fibra de carbono. Fuente propia.

El encaje rígido constituye uno de los encajes más empleados en la actualidad (42,44,47) .

Presenta similitudes en cuanto a la morfología con el encaje PTB (Encaje Patellar Tendon Bearing) aunque distribuye mucho mejor la presión y las superficies de apoyo quedan mejor encajadas con el TSB debido al liner (2,47).

Estudios recientes que comparan los encajes protésicos PTB y TSB han demostrado niveles similares de funcionalidad a corto plazo, y si bien el encaje tipo TSB ha supuesto un mayor coste de fabricación, supone menos visitas por parte del paciente a revisión al rehabilitador (2,52,76,78).

La prótesis tibial con encaje tipo TSB se puede aplicar con sistema de anclaje tipo “pin” o con bomba de vacío.

Las interfases o encajes blandos y los sistemas de anclaje.

Los liners de silicona son el avance significativo más reciente. Las interfases, fundas o manguitos pueden ser, bien de pelite o bien de materiales blandos como silicona, uretano o gel de aceite mineral (2). Las prótesis con interfases blandas (*liners*) nacen con un doble objetivo: en primer lugar conseguir un mayor confort del muñón en relación al contacto que se establece entre el muñón y el encaje rígido, y en segundo lugar, constituir un

sistema de suspensión por sí mismos evitando al máximo el desplazamiento vertical del muñón dentro del encaje (“pistoneo”) (79). Los liners de silicona incrementan el confort de los sujetos con amputación transtibial durante la marcha en comparación con los sistemas de anclaje convencionales supracondíleos; sin embargo, tienen repercusiones negativas sobre la piel al aumentar la sudoración (81).

Hay 2 sistemas de anclaje entre la interfase y el socket:

1. Anclaje tipo “pin” que consiste en un vástago fijado a la interfase que envuelve el muñón. El pin se introduce en la base del encaje rígido donde queda fijado mecánicamente. La fijación se deshace desde fuera permitiendo que el sujeto se ponga y se quite la prótesis de manera simple y fiable. (Figura 6)
2. Sistemas de anclaje por succión o bomba de vacío que integran una válvula que permite la salida del aire del interior de la prótesis produciendo el vacío. La válvula se abre cuando se introduce el muñón dentro de la prótesis expulsando el aire y reestableciendo la succión. Según Klute et al. (2011) (77) este tipo de anclaje hace más cómoda la marcha de los sujetos con amputación transtibial unilateral al disminuir el movimiento del muñón dentro del encaje en comparación con los sistemas de anclaje tipo pin. (Figura 7)



Figura 6. Sistema liner con pin. Fuente propia.



Figura 7. Sistema liner por succión. Fuente propia.

Sistema de enlace endoesquelético

Imita al hueso de la tibia y su altura dependerá de la distancia de amputación.

Articulación de tobillo y pie.

Permiten la movilidad del pie y el apoyo y adaptación del pie al suelo.

La función principal de un pie protésico reside en facilitar la locomoción. Debe, por tanto, optimizar al máximo la marcha para reducir la percepción de dificultad en la deambulación y disminuir el coste energético (82).

Durante años, el pie protésico SACH® (del inglés, *Solid Ankle Cushion Heel*) fue el pie más popular y el más descrito (54–61,70–72,74,75).

En la actualidad los pies protésicos suelen clasificarse según los grados de movimiento que tengan o según la capacidad de respuesta de la energía cinética acumulada (83).

Finalmente existen los denominados pies de absorción o de almacenamiento de energía (PAE) o de respuesta dinámica. Estos pies, fabricados en fibra de carbono, tienen la particularidad de absorber la energía potencial y cinética que debido a la aceleración y a la masa del cuerpo se producen en la toma de contacto del pie con el suelo, liberándola

después en el despegue del talón (2). Con objeto de aprovechar al máximo estas propiedades y colocar el pie adecuado, es necesario conocer la altura, peso y nivel de actividad del sujeto. Los pies Flex-foot®, Vari-Flex® (Figura 8), Carbon-Copy II®, Sure-Flex®, College Park® o Quantum® son algunos ejemplos de pies PAE.



Figura 8. Pie variflex. Fuente propia.

En nuestro estudio todos los pacientes usaron Pie Vari-flex. (Figura 8)

2. La marcha humana normal

El hombre se desplaza por medio de sus extremidades inferiores.

La marcha es el modo de locomoción en el cual el sujeto nunca deja el suelo y mantiene un equilibrio dinámico. Cuando una persona camina, el cuerpo puede asimilarse a una masa sometida a traslaciones y que sufre la acción de la gravedad, inercia y aceleración. Durante este desplazamiento han de vencerse fuerzas de resistencia que ocasionan un gasto de energía (84,85). Una persona necesita tener una postura estable de bipedestación antes de comenzar la marcha. Una vez conseguido el equilibrio de bipedestación puede iniciarse la marcha o capacidad de mantener un paso rítmico y estable. La marcha es el resultado de una sucesión de pasos, siendo un paso un conjunto de movimientos que se producen entre el apoyo de un talón y el sucesivo apoyo del talón de la extremidad contralateral.

2.1. La marcha humana patológica

El análisis de la marcha de personas con disfunciones neuromusculares o con deformaciones esqueléticas aporta información importante para la evaluación clínica, dando seguimiento a las lesiones y alteraciones, y así poder determinar tanto la severidad como la naturaleza de las mismas. También nos proporciona posibilidades para la utilización de órtesis y prótesis, para tratar que la marcha sea lo más normal y correcta posible, tanto en el plano funcional como en el plano estético (86).

Los síntomas más comunes presentes en las patologías de la marcha son el dolor, la limitación del movimiento, la debilidad muscular y un control neurológico deficitario (85,86).

Al presentarse dolor en la marcha de una persona conlleva que la velocidad y la cadencia disminuyan, así como la zancada y el tiempo de apoyo. La limitación del movimiento se adopta para evitar el dolor provocando con esto movilidad insuficiente para adoptar posturas normales y rangos de movimientos también normales. El ejemplo más común de

este síntoma es la contractura causada por una inmovilidad prolongada (85,86). La presencia de debilidad muscular por el desuso provocando una atrofia muscular también puede ser debida a miopatías y lesiones neurológicas (85,86).

El control neurológico deficitario se puede presentar por las patologías del sistema nervioso central y periférico. Algunas de las alteraciones que se pueden presentar en diferente intensidad son la espasticidad y las alteraciones de la coordinación, lo que causa al paciente no poder controlar el tiempo y la intensidad de la acción muscular (85,86). También los patrones reflejos primitivos son un caso de un control neurológico deficitario. Así también la alteración de la propiocepción que impide al paciente tener conocimiento de la información sobre la posición articular y la sensación de contacto con el suelo es producida por un control neurológico deficitario (85,86).

2.2 Causas de la marcha humana patológica

Dentro de las principales causas que provocan la marcha patológica se distinguen tres que son las más importantes :

- 1) ANORMALIDADES. Amputación de extremidad inferior, acortamiento de un miembro inferior con respecto al otro o dismetría, anquilosis, inestabilidad articular y su limitación de la amplitud, pie equino (87).
- 2) DÉFICITS NEUROLÓGICOS DE ORIGEN CENTRAL, que se presentan en la marcha hemipléjica, ataxia y parkinsoniana (87).
- 3) LESIONES NEUROLÓGICAS PERIFÉRICAS. Produciendo parálisis en los músculos de los miembros inferiores como son el cuádriceps, el glúteo medio, los isquiotibiales, extensores de la cadera, entre otros (87).

2.3 La marcha en el amputado

Las fuerzas que el cuerpo necesita para impulsarse hacia delante en el caso de un amputado por debajo de la rodilla se generan principalmente por los músculos del muslo (88,89).

Fatiga, malestar y dolor crónico son los principales problemas que limitan el uso de la mayoría de los dispositivos protésicos disponibles actualmente en el mercado (89,90).

Se estima de particular importancia los mecanismos compensatorios que son necesarios para el soporte del cuerpo y propulsión hacia delante debido a la pérdida de los flexores plantares de tobillo (88,91–93).

En ausencia de la plantarflexión de tobillo, extensores y flexores de la cadera, así como rotadores externos de la cadera se convierten en los principales generadores de energía, mientras que abductores y aductores de la cadera y extensores de la rodilla se convierten en la principal fuente de absorción.

Para el miembro sano hay estudios que afirman una mayor actividad de la musculatura extensora de la cadera acompañado por una menor actividad de la musculatura que interviene en la abducción-aducción de la cadera (88).

Otros estudios sugieren que los niños con una amputación transtibial alteran sus patrones musculares para realizar la locomoción. Estos cambios producen una disminución de co-contracción durante el soporte de la extremidad única tanto para las extremidades amputadas como no amputadas y, por lo tanto, podrían crear inestabilidad en la articulación (91).

Varios estudios (94,95) han tratado de estimar las ventajas de la utilización de prótesis con almacenamiento de energía y liberación sobre el uso de diseños más baratos, menos avanzadas. Se ha establecido que la cantidad de la fatiga depende de la capacidad del paciente para adaptarse al diseño de prótesis específicas utilizadas. Por lo tanto, es evidente que la manera de mejorar la prótesis está en entender las fuerzas que el cuerpo tiene que generar para poder caminar bien y reducir el esfuerzo necesario para la marcha del amputado.

3. Aplicaciones de la señal de EMG

Aunque conocida desde principios del siglo XX, la señal EMG no ha servido para ningún fin útil hasta que estuvieron disponibles los avances de la electrónica y de la informática. Aún hoy, la continua evolución de estos sistemas propicia constantes avances en los sistemas que aprovechan la señal EMG y la aparición de sistemas nuevos.

3.1 Aplicaciones médicas

Como señal originada por el cuerpo humano que es, tiene un interés evidente en la práctica médica. Por una parte se ha aplicado en la diagnosis de enfermedades y por otra, se ha utilizado para conocer mejor el cuerpo humano.

En el campo de la diagnosis se utiliza para detectar la esclerosis lateral amiotrófica (observable en la señal EMG porque cada unidad motora se dispara a una frecuencia más alta de lo normal), la miositis (se disparan demasiadas unidades motoras de baja amplitud y duración con niveles bajos de contracción muscular), la neuropatía motora hereditaria de tipo 1 o la distrofia muscular.

Dado que la señal EMG revela la actividad muscular, es muy útil también a la hora de estudiar el movimiento y la coordinación de los músculos del cuerpo humano, así como los mecanismos que tiene a la hora de realizar tareas muy complejas, tales como el acto de caminar (96,97) o los movimientos cotidianos de un brazo (98).

También la señal EMG se ha utilizado para recrear mejor algunas zonas del cuerpo humano, como las zonas de inervación en el bíceps (99), o la longitud de las fibras musculares como función de su estado de excitación (100). Esto último que se había venido haciendo con técnicas de sonomicrometría y ultrasonografía ahora es terreno de la señal EMG.

Se ha podido simular un brazo virtual muy detallado (con huesos, músculos en su longitud exacta, etc.) cuyos movimientos son determinados por la señal EMG de un hombre real (101).

Un último ejemplo en el terreno del entrenamiento deportivo de alto rendimiento es la predicción de la altura a la que saltará un atleta a partir de su señal EMG (102) y el posterior análisis de la misma a fin de mejorar los resultados.

3.2 Aplicaciones control

Desde los años 60 se ha venido utilizando la señal EMG como señal de control para prótesis movidas por motores eléctricos (prótesis mioeléctricas) o como señal de control para la excitación de músculos que han sufrido parálisis.

La sencilla adquisición de la señal en la superficie de la piel es idónea para obtener una señal de control, bien en personas amputadas que desean gobernar una prótesis mioeléctrica como en tetraplégicos que desean enviar estimulación eléctrica funcional (FES) a electrodos aplicados sobre los músculos inermes (103).

Del mismo modo que la contracción muscular produce una señal eléctrica, la estimulación de un músculo con una señal eléctrica externa provoca su contracción.

Pero como señal de control que es, puede dirigir otros muchos dispositivos. Por ejemplo, para mover y activar el ratón de un ordenador, se han usado las señales de EMG de los músculos de la cabeza (104) en conjunción de la señal EEG.

En otro ejemplo (105) se aplican electrodos a un operador sano que desea controlar un robot o una mano robótica para tareas delicadas o peligrosas con sus señales mioeléctricas de manera natural. También se ha utilizado la señal EMG para entrenar a robots, la colaboración de la señal de video con la señal mioeléctrica permite al robot aprender y refinar habilidades al aprender del hombre (106).

En casos concretos el control ha llegado a ser excelente, y así se ha logrado incluso distinguir entre algunas letras (tan confusas como por ejemplo la 'a', la 'α' y la 'o') que escribe una persona mediante el uso del análisis de la señal EMG de varios músculos de la mano (107).

3.3 Electromiografía en el amputado

En vivo, las mediciones son una herramienta muy útil en la estimación de la actividad del músculo. Varios autores han utilizado con éxito electromiografía (EMG) para la estimación de los patrones de actividad muscular durante el paso (95,108,109).

Las señales EMG de los músculos de las extremidades inferiores individuales en todo el ciclo de la marcha son generalmente consistentes a través de los sujetos sanos durante la marcha (110).

Aunque podría esperarse que la actividad mioeléctrica de los amputados transtibiales podía diferir de la de los individuos sanos debido a las diferencias en el conjunto de su cinética (111,112), algunos grupos han informado de patrones similares de EMG de la musculatura de la rodilla en la extremidad amputada en comparación con los de las extremidades intactas de individuos sanos (108,109,113).

Sin embargo, algunos estudios han puesto de manifiesto diferencias clave en los patrones entre los miembros. En concreto, los músculos flexores de la rodilla en el muñón han demostrado que presentan una mayor activación del contacto inicial con apoyo medio (108,111,113), con duraciones más largas (109,111) y picos retardados (114).

Sin embargo, flexores de la rodilla del miembro amputado han demostrado ser cuatro veces más activos en la posición temprana en comparación con finales de oscilación (114).

También se ha demostrado una mayor activación y duración en los extensores de rodilla en el contacto de talón, pero no en la misma medida que el grupo flexor de rodilla (109,111,113,114).

A partir de estos estudios, es evidente que los patrones de co-contracción en la musculatura de la rodilla de los amputados transtibiales difieren de los controles; sin embargo, el mecanismo exacto o la razón de esa diferencia no se entiende bien.

A partir de estas observaciones, Huang et al. llegó a la conclusión de que es posible discriminar entre los diferentes modos de caminar (a mismo nivel, en ascenso y descenso

de rampa) de las señales EMG de los músculos del miembro amputado y en individuos sanos (115).

Se ha hecho evidente que los amputados conserven la capacidad de respuesta neural en su musculatura de la extremidad amputada pero no se sabe en qué medida y cómo sus patrones mioeléctricos se comparan con los de los controles.

El análisis inicial de los datos preliminares de amputados transtibiales reveló patrones de co-contracción inusuales en la musculatura del tobillo residual durante las fases de transición dentro de un ciclo de la marcha. Damiano et al. postula que la co-contracción de la musculatura residual puede ser el resultado de un mecanismo de estabilización de protección (116), sin embargo, esta idea necesita ser investigada adicionalmente con respecto a amputados transtibiales para aumentar nuestra comprensión de las características mioeléctricas de los músculos residuales.

Debido al aumento de las exigencias mecánicas asociadas con el aumento de la velocidad al caminar, es razonable esperar que la activación de los músculos de las extremidades inferiores aumenten con la velocidad de la marcha (110,113,117).

Existe un entendimiento limitado, sin embargo con respecto a cómo puede afectar la velocidad de los cambios relativos entre señales mioeléctricas para amputados. La activación de músculos de la rodilla en las extremidades amputadas y contralaterales de los amputados transtibiales se ha informado que pueden aumentar en magnitud con las demandas de velocidad añadida (113,118).

Sin embargo, aún se desconoce si el aumento de la activación de músculos agonistas del muñón y músculos antagonistas sea igual o no, influyendo directamente en los niveles de co-contracción. Es importante evaluar que las demandas (por ejemplo, velocidad, algunas fases de la marcha) contribuyen a la extraordinaria colaboración de contracciones en los amputados para comprender mejor la función natural de la actividad muscular en los amputados.

Aunque los músculos dentro del encaje del muñón aparentemente conservan patrones de activación, los patrones no siguen necesariamente los de los individuos sanos (115).

También es evidente que cuanto más proximal, fuera de la toma de músculos presentan diferentes patrones de co-contracción en comparación con los controles sanos (91,108,109,111,119). Además, actualmente se desconoce si existen diferencias entre la contracción en la musculatura de los pacientes dentro del encaje y musculatura de la rodilla (fuera del encaje) en amputados transtibiales en comparación con los sujetos controles y el efecto que la velocidad al caminar puede tener sobre los niveles de co-contracción.

Una mayor comprensión de estas diferencias ampliará aún más nuestro conocimiento sobre las características de los patrones mioeléctricos amputados. Esto puede ayudar a guiar el desarrollo de los futuros controladores mioeléctricos, como cualquier patrón de co-contracción de este modo se pueden explicar.

Los avances recientes en el campo de la biomecánica han llevado al desarrollo de paquetes de software altamente avanzados que son capaces de proporcionar datos para la mayoría de los factores que contribuyen al movimiento humano. Los algoritmos de contratación del músculo desempeñan un gran papel en la búsqueda de obtener una estimación precisa de la forma que los músculos trabajan juntos para generar movimiento (120,121).

Combinando la estimación de reclutamiento muscular y modelos exactos musculoesqueléticos, es posible estimar las fuerzas necesarias de los músculos para el movimiento particular estudiado (120,122).

3.4 Prótesis mioeléctricas. Tendencias y futuras prótesis

Una prótesis es el sustituto mecánico de un miembro amputado.

Un amputado con una prótesis es capaz de realizar muchas más tareas que un amputado sin ella. Las prótesis actuales son complicados dispositivos mecánicos de alta tecnología que permiten gran cantidad de movimientos y restauran sensaciones como el frío, el calor o la presión mediante unos sensores en el brazo que trasladan tales sensaciones al usuario y

ciertamente mejoran la calidad de vida de quienes las utilizan. Incluso quien utiliza una prótesis reduce el dolor del miembro fantasma.

Una parte importante también de la población amputada viste una prótesis única y exclusivamente cosmética (97). El miembro perdido es reemplazado por una prótesis que es similar en apariencia al original, aunque no sirve para casi nada. Estas prótesis están realizadas en PVC, en látex o en silicona y tienen la ventaja de que son ligeras y no requieren mantenimiento.

En las prótesis mioeléctricas, la señal EMG de los músculos residuales controla los motores eléctricos de la prótesis.

Las prótesis mioeléctricas llevan vendiéndose desde los años 60, pero aún siguen sin resolverse ciertos problemas. La prótesis mioeléctrica es más pesada que la prótesis tradicional, debido a los motores y las baterías, y es además más frágil y no puede soportar demasiado peso (unos tres o cuatro kilogramos). Es difícil ofrecer varios grados de libertad y no todos los usuarios de estas prótesis muestran soltura en su manejo. Algunas ofrecen control proporcional sobre una función concreta, y para cambiar de función hace falta activar un conmutador con la otra mano o bien realizar dos contracciones rápidas. Todas estas dificultades, sin embargo, están siendo poco a poco superadas. El precio de una prótesis mioeléctrica es elevado, y varía desde nueve mil a sesenta mil euros (123).

El diseño de una prótesis mioeléctrica es un trabajo multidisciplinar. En él intervienen ingenieros especializados en la señal eléctrica, ingenieros especializados en la mecánica del sistema, programadores con conocimientos de técnicas en inteligencia artificial; pero también médicos y especialistas ortopédicos, y sobre todo, los propios amputados con su experiencia. La coordinación y sinergia entre todos ellos no siempre es buena, y debería existir mayor fluidez.

Sería bueno, por ejemplo, que en el futuro los cirujanos coordinaran algo con los expertos en prótesis para decidir entre ambos el punto en el cual se realizaría la amputación, pero es imprescindible que el usuario realimente a todos indicando su grado de satisfacción y mostrando dónde se deben mejorar (124).

Una tecnología moderna que busca mejorar las cuestiones mecánicas es el diseño de la prótesis mioeléctrica mediante el uso de músculos artificiales SMA8 (125). Este material tiene la característica de cambiar su longitud cuando se le aplica una tensión a sus extremos, y se viene usando en robótica desde 1983. Sin embargo, aún tiene muchos problemas, como por ejemplo que es capaz de soportar poco peso.

La prótesis ha de contar con inteligencia artificial propia, subordinada a la voluntad del sujeto. Es el control jerárquico. El mismo cerebro humano, de hecho, utiliza un control jerárquico. Los subsistemas del individuo son lentos y las comunicaciones entre ellas no permitirían al sujeto reaccionar suficientemente rápido para responder al mundo exterior si todo el control fuera procesado en un solo punto. Por tanto, los elementos individuales deben autoregularse y dejar sólo al control central una parte del procesamiento.

Y finalmente cabe comentar un posible futuro sobre el origen de la señal de control de las prótesis. La señal EMG algunas veces se ha visto complementada con la señal de vibromiografía (VMG). Las contracciones musculares producen vibraciones que se pueden recoger mediante un acelerómetro acoplado a la superficie de la piel. En tanto que la existencia de estos “sonidos musculares” se han conocido desde hace mucho tiempo nunca han sido explotadas para el control de prótesis y el campo está abierto (124).

4. Postura y equilibrio

La postura erecta o estabilidad postural en bipedestación es una característica del ser humano que se adquiere gracias al sentido que tiene de la situación en el espacio o al equilibrio. El mantenimiento de esta postura conlleva entonces un concepto dinámico de la postura donde es imprescindible el control de la actividad neuromuscular así como diferentes variables que determinan el equilibrio y la estabilidad.

La postura ha sido definida desde múltiples campos y perspectivas, siendo objeto de numerosos estudios dentro de diversas disciplinas como la biomecánica, la teología, la antropología o la patología. De estas definiciones se desprende que para mantener la posición de los segmentos corporales en relación con la gravedad, es necesario un equilibrio entre las fuerzas musculares antigravitatorias y la gravedad. Esta descripción conlleva entonces un concepto dinámico de la postura en donde se hace imprescindible el control de la actividad neuromuscular (126).

El sistema postural asegura principalmente dos funciones (127):

- El mantenimiento de una posición constante (equilibrio) en presencia de la gravedad.
- Relación del cuerpo con su entorno: la posición y la orientación de los segmentos corporales son imprescindibles para calcular la posición del cuerpo en relación al mundo exterior.

La postura, por tanto, permite al individuo afianzarse en el medio en que se desenvuelve para poder actuar (128), manteniéndose en una posición erecta y oponiéndose a las fuerzas exteriores como la gravedad (129). Referirse a la postura no debería hacernos pensar en un concepto estático o de no actividad, ya que la postura se relaciona más con una acción motriz que con la actitud o mantenimiento de una posición determinada (130).

El estudio de la postura viene de lejos, de hecho, cómo el hombre se mantiene de pie, se estudia desde hace más de cien años. Se encuentran referencias desde la época de Hipócrates y Galeno (131) hasta en libros de estudios sobre salud del siglo XVI en España como el publicado en 1553 por Cristóbal Méndez en donde se escribió sobre la importancia del ejercicio para la salud, incluyendo la salud postural (132). Ya en 1853, Romberg analizó la influencia de la visión y aportó sus conocimientos sobre la propiocepción en el mantenimiento de la postura (133). Años más tarde, Babinsky, 1899, analizaba las relaciones existentes entre los componentes articulares de tronco, caderas y piernas en la

función del mantenimiento del equilibrio (134). Asimismo, en 1907 y 1910, Sherrington aportaba datos sobre el tono muscular y su influencia en el equilibrio (135,136).

En 1940, Sherrington establece que “la postura erecta es un reflejo postural amplio y compuesto de una serie de acciones, en las que el elemento fundamental es la contracción muscular contra la aceleración de la gravedad”. En sus estudios, Thomas y Ajuriaguerra (137)(1948), comienzan a relacionar el tono postural con el movimiento pero es en la década de los cincuenta donde se plantean los principios de la primera plataforma posturográfica recogiendo las oscilaciones de los sujetos en bipedestación. Así, en 1955, Baron et al., describieron las desviaciones del eje corporal mediante la utilización de un estatocinesiómetro, y sus relaciones con la actividad tónica postural (138). Además, mencionan la posibilidad de tratamiento de ciertas inestabilidades mediante prismas que modificaban la percepción óculo-motriz, evidenciando la importancia del sistema visual como aferencia y su estrecha relación con la propiocepción. Posteriormente aparecen autores como Fukuda (1959 a y b; 1961)(139–141), que estudió la posición erguida y estática del hombre como postura de referencia para la preparación del gesto y elaboró el test de Fukuda o “del pisoteo”, demostrando un aumento de tono muscular del lado del giro de la cabeza. Sin embargo, no es hasta los años ochenta donde se observa un cambio significativo de las publicaciones sobre posturología, creándose distintas corrientes: por un lado el Modelo Neurofisiológico, basado en el estudio del tono postural y la idea de la existencia de un “sistema postural fino” que se encarga de la regulación de pequeñas descargas de la actividad muscular fásica que controlan los desplazamientos del centro de Gravedad, típico de la Escuela Francesa (Gagey & Weber, 2001) (142).

Por otro lado, el Modelo Mecánico Neurocom de Nashner (Nashner et al., 1982)(143) quien ideó y desarrolló el sistema de posturografía computerizada para conocer la habilidad que tiene el sujeto para utilizar las informaciones vestibular, visual y somatosensorial, y la contribución relativa de cada una de éstas al equilibrio global. Realizó estudios clínicos junto a Black (1984)(144) y fundó su propia compañía (NeuroCom) en 1986 para comercializarla. Además, también se ha introducido el modelo Psicosomático, el cual introduce en la valoración aspectos emotivos y aspectos psicológicos de la postura, sosteniendo, desde el campo de los estilos cognitivos (McWhinnie, 1970)(145) que la vida emotiva y la postura se encuentran íntimamente relacionadas. En los últimos tiempos, son múltiples los estudios que han demostrado que la postura no puede considerarse como una alineación estática de los diferentes segmentos

corporales (Da Cunha, 2001)(146), considerándola inestable por sí misma (Miralles, 2005)(126), requiriendo una regulación neuronal continua. No hay que olvidar que somos sistemas físicos, oscilantes y dependientes de la fuerza de la gravedad, por eso, en el mantenimiento postural se van a ver implicados diferentes parámetros relacionados con la mecánica de los cuerpos.

4.1 Mecánica del movimiento. Estabilidad y equilibrio

Las oscilaciones corporales y las ejecuciones de movimientos suponen dos de los factores más importantes a tener en cuenta cuando se realizan estudios sobre las condiciones de equilibrio, cobrando también gran relevancia en el área deportiva (147).

La mecánica es la ciencia encargada del estudio y análisis de los movimientos de los cuerpos bajo la acción de las diferentes fuerzas que actúan sobre ellos. Se considera al cuerpo humano como una máquina, por lo que cada uno de sus movimientos se va a regir por las leyes de la mecánica, en la que nos basaremos para las descripciones de los conceptos básicos relacionados con el mantenimiento del equilibrio.

Las fuerzas que determinan los movimientos humanos son de origen interno o externo. De las fuerzas internas, la acción muscular es la más relevante, mientras que entre las fuerzas externas destaca la fuerza de la gravedad por su constancia, uniformidad y dirección invariable (148). La estabilidad y el equilibrio son dos conceptos que se suelen usar indistintamente aunque tienen significados diferentes.

Para determinar si un cuerpo se encuentra equilibrado se tienen que cumplir dos premisas (149): todas las fuerzas que actúan sobre el cuerpo se deben anular entre sí para que la resultante sea cero; y todos los momentos de fuerza que actúan sobre el cuerpo deben sumar cero. Según estas condiciones, el equilibrio admite dos posibilidades: un cuerpo sólo puede encontrarse en una situación de equilibrio o de desequilibrio.

El concepto de estabilidad implica movimiento, tal y como demostraron autores como Winter (1996)(150), quienes concluyeron que la posición de bipedestación es en realidad un movimiento sobre una base fija, existiendo una oscilación como fruto del control postural. Estas oscilaciones posturales constantes muestran que no existe un estado de estabilidad, sino que estamos ante una constante actividad de estabilización para

compensar el desequilibrio anterior al que estamos sometidos en bipedestación debido a la ubicación anterior de la línea de gravedad y el predominio de la masa corporal en los dos tercios superiores del cuerpo (151).

La estabilidad de un cuerpo va a estar condicionada por diferentes variables entre las que destaca la localización de la fuerza de la gravedad con respecto a su base de apoyo, ya que para que un objeto o cuerpo sea estable, la línea de gravedad debe ubicarse dentro de la base de apoyo dado que en caso contrario, el cuerpo tendería a desequilibrarse (149,152,153).

4.2 Variables que determinan el equilibrio y la estabilidad

4.2.1 Centro y línea de gravedad

Se considera centro de Gravedad, CDG (COG según sus siglas en inglés, Centre of Gravity) al punto en el que se concentra todo el peso de un cuerpo. Esta definición implica que, partiendo desde el CDG, tenemos la misma cantidad de peso hacia craneal que hacia caudal, hacia un lado que hacia otro, hacia ventral que hacia dorsal. Y por tanto, se puede considerar al CDG como un punto de equilibrio (149).

Longitud de trazo: se trata de la longitud recorrida por el CDG.

La mayoría de los autores coinciden en que el CDG se sitúa, en posición anatómica, a la altura de la segunda vértebra sacra (152,154,155).

4.2.2 Centro de masas

El concepto de centro de masas (CM) está muy relacionado con el CDG puesto que se considera CM al punto medio en donde se localiza toda la masa del cuerpo. El CDG depende de cómo se reparte el peso, mientras que el CM depende de cómo se reparte la masa.

Habitualmente estos dos conceptos se usan indistintamente debido a que, en condiciones normales la aceleración de la gravedad es constante y por consiguiente, el CM y el CDG coinciden en el mismo punto (149).

4.2.3 Base de sustentación

Se considera base de sustentación (BS) o base de apoyo (BDA), al área encerrada al unir los puntos de apoyo más externos, que en el caso del cuerpo humano lo constituye el apoyo de los pies (149).

Esta BS va tener una relación primordial con el CDG, estabilidad y el equilibrio (149) debido a que, como ya se ha comentado anteriormente, la clave para evitar desequilibrarse radica en mantener la proyección del CDG (línea de gravedad) dentro de la BS, siendo más inestables cuanto más nos acerquemos al límite de estabilidad. En el instante en el que nos salgamos de la BS nos desequilibraremos. En este sentido, autores como Shumway-Cook et al, (156)(2007) definen la estabilidad o equilibrio postural como el control de la proyección del CDG en relación a la BS.

4.3 Control postural y estabilidad

El concepto de control postural abarca diversos aspectos, como la estabilidad en posiciones estáticas, la percepción de la orientación espacial y el alineamiento corporal, el control del equilibrio en anticipación y durante el movimiento (locomoción o cambios en la postura) y la respuesta a perturbaciones de origen sensorial o mecánico (157).

El control postural entonces implica una interacción del individuo con las tareas y el entorno, controlando la posición del cuerpo en el espacio con el doble propósito de proporcionar orientación postural y estabilidad postural (158). La orientación postural es la habilidad para mantener una correcta relación entre los segmentos corporales, el cuerpo y el entorno, así como mantener una determinada actividad sirviéndose de las múltiples referencias sensoriales disponibles (gravedad, superficie de apoyo, entorno visual, etc). Se basa en la interpretación de la información proveniente de los sistemas somatosensorial, vestibular y visual (159,160).

Por otro lado, la estabilidad postural se define como la habilidad para mantener la posición corporal, en concreto el centro de masa corporal (equivalente al CDG), dentro de los límites de seguridad. Implica la coordinación de las estrategias sensoriomotrices para estabilizar el CDG durante los movimientos corporales y los desequilibrios ocasionados por las fuerzas externas (158). Ahora bien, el objetivo final del control postural es mantener el equilibrio ortostático disponiendo de diferentes tácticas para mantener la estabilidad que variarán en función del tipo de aferencias disponibles (161), de las condiciones externas y de la edad de los sujetos (162). Se ha demostrado en pacientes con lesiones cerebelosas (163) que éstos eran incapaces de realizar cambios adaptativos en el proceso de control postural, por lo que se asume que es adaptativo y requiere un control cerebeloso. El mantenimiento postural se lleva a cabo por la interacción de un sistema continuo de aferencias y eferencias mediante un control fino que recoge las variaciones más insignificantes de las diferentes posiciones del cuerpo en relación a su entorno. Para dicho mantenimiento, este sistema de control postural, necesita la presencia de exocaptadores (como el ojo, oído y pie) y endocaptadores (propiocepción de los músculos del raquis, miembros inferiores, músculos oculomotores y/o articulación temporomandibular). Para mantener nuestro control postural en cualquier situación, estos sistemas deben integrarse y coordinarse de manera meticulosa (164).

4.4 Postura y equilibrio en el amputado

El control postural puede afectarse por diversos motivos.

El sujeto al que se le ha amputado uno de los miembros inferiores pierde el soporte estático, la función del complejo articular así como la información sensorial tanto propioceptiva como exteroceptiva. Por todo ello, sufren alteraciones posturales y de la marcha (165–167).

Se produce no sólo una pérdida de soporte estático, además ocasiona un déficit funcional del complejo articular, y de información sensorial propioceptiva y exteroceptiva.

Los amputados de miembro inferior presentan en situación estática mayores desplazamientos de su centro de gravedad que sujetos sin amputación, dependiendo en mayor medida de la información visual (168).

En equilibrio estático, la estrategia de tobillo es la encargada de controlar los desplazamientos en el eje antero-posterior, modulando la cantidad de “torque” desarrollada

por los flexores plantares y dorsales de tobillo. En los amputados de miembro inferior, la capacidad para utilizar una estrategia de tobillo está severamente afectada, lo que explicaría la inestabilidad que presentan en esa dirección (168). Como la deambulaci3n requiere movimientos del cuerpo fundamentalmente en el plano sagital, se ha de presuponer que el amputado de miembro inferior manifestar3a mayor dificultad para controlar y mantener el equilibrio durante la marcha. De hecho, estudios avalan que presentan un mayor riesgo de caídas comparado con sujetos de igual edad sin discapacidad (52% de los amputados transtibiales refieren al menos una caída en un período de doce meses) (169,170), lo que conlleva un gasto sanitario adicional y un retroceso en la adaptaci3n social y laboral del paciente amputado.

La marcha en el ser humano consiste en un proceso complejo cuyo objetivo b3sico es realizar el movimiento de traslaci3n entre dos puntos de manera eficaz y segura, patr3n que es altamente automatizado y eficiente (171). El conocimiento de los aspectos esenciales que intervienen en una marcha funcional es imprescindible para el estudio de la marcha patol3gica, de tal manera, que se pueda establecer una correlaci3n y adjudicar as3 la causa y el efecto a cualquier anomal3a.

En general, la deambulaci3n del paciente con amputaci3n de MI se caracteriza por un descenso de la velocidad y de la cadencia media, as3 como por un incremento de las demandas metab3licas. Adem3s, existen alteraciones cinem3ticas, que afectan principalmente a la articulaci3n inmediatamente superior al nivel de amputaci3n, y una actividad muscular muy aumentada y que se mantiene m3s tiempo. Por lo tanto, se sabe que la marcha del amputado es asim3trica, pero se sabe poco sobre c3mo y cu3nto es asim3trica y en qu3 par3metros lo es.

Se han realizado estudios de la influencia del tipo de terreno en la marcha de pacientes con amputaci3n de la extremidad inferior (172).

Arya, Less, Nirula y Klenerman (173) estudiaron con plataformas dinamom3tricas a tres varones amputados con edades comprendidas entre 43 y 47 a3os, para apreciar las caracter3sticas y evoluci3n de la marcha en estos pacientes.

El an3lisis sistem3tico del control postural y de la marcha debe servir para cuantificar y evaluar las causas responsables de las desviaciones observadas. Rutinariamente se utiliza la evaluaci3n cl3nica visual sistem3tica en el paciente con amputaci3n de miembro inferior. Este tipo de evaluaci3n no provee de informaci3n cuantitativa y tiene multitud de limitaciones. Adem3s, este proceso se complica m3s debido a las desviaciones y

compensaciones que afectan al paciente amputado. Por ello, para ser exhaustivos en el análisis y asegurar el empleo óptimo de la prótesis, se debe recurrir al estudio mediante sistemas instrumentales objetivos de la postura y del movimiento humano (174,175).

4.5 Plataformas de estabilometría

Según la American Academy of Neurology (176), la estabilometría tiene como objetivo apreciar la calidad del sistema de regulación postural de los sujetos en posición ortostática.

La plataforma de fuerzas está compuesta por una superficie rígida de tamaño variable (dependiendo del fabricante y del modelo), constituida por varios transductores (o sensores) que transforman las fuerzas aplicadas sobre la superficie en señales eléctricas. El ordenador ofrece de manera instantánea la posición del CDP ya que midiendo la fuerza y los momentos ejercidos en la plataforma, se puede deducir las coordenadas del centro de presión y seguir sus variaciones (177).

La estabilometría por tanto, mide la estabilidad (no el equilibrio) de los individuos ya que los reduce a un punto, pudiendo definir de manera objetiva la posición media del CDG, así como los movimientos pequeños que pueda sufrir alrededor de esta posición. Se admite que, en las oscilaciones a baja frecuencia (como en el equilibrio estático), las oscilaciones del CDP están correlacionadas con las del CDG (178).

Los tests realizados en plataformas estabilográficas de forma estática son objetivos y reproducibles (179) y debido a que es un método sencillo, no invasivo y de corta duración, se ha introducido no sólo en el uso clínico (180), sino también para múltiples investigaciones epidemiológicas (181). La estabilometría muestra una fiabilidad y validez consistente sobre todo para las variables de amplitud y velocidad del desplazamiento de la proyección del CDG en las oscilaciones posturales (182) y son muchos los profesionales que la utilizan como herramienta de evaluación (ya que no es una herramienta que permita realizar diagnóstico) en diferentes áreas de la salud como por ejemplo en traumatología (183–186), neurología (187–190) geriatría(191–193), deporte (194,195)u obstetricia (196).

La plataforma ofrece muchos parámetros para evaluar la estabilidad postural.

Se han evaluado los parámetros más utilizados en la literatura científica y que han mostrado mayor fiabilidad en diferentes grupos poblacionales (197,198).

5. Aspectos psicológicos de la amputación

Una amputación induce varias limitaciones en la realización de actividades sociales, profesionales y de ocio (186,199). Se perturba la integridad del cuerpo humano y reduce la calidad de vida (CdV) debido a la movilidad reducida, el dolor y la integridad física. Los pacientes se ven afectados psicológicamente y socialmente (199).

Problemas psicológicos van desde la depresión, la ansiedad y el suicidio en los casos graves. (199,200) La pérdida de una parte del cuerpo también afecta a la percepción del propio cuerpo de una persona y su apariencia. Los dos pilares principales de la percepción de la apariencia de alguien son la imagen corporal y la autoestima (201).

Siendo los principales factores de la belleza, la imagen corporal y la autoestima, obviamente están afectados por una amputación del miembro.

Se han realizado estudios en amputados centrándose en la imagen corporal y en la autoestima respectivamente (92,202–206).

Wetterhan et al. examinó la imagen corporal en personas con amputación y encontró una relación positiva entre imagen corporal y nivel de participación entre la actividad física y el deporte (207).

Las personas amputadas deben desarrollar una autoestima positiva para conseguir la autoaceptación de su imagen corporal. Debido a que la imagen corporal se forma por el constante cambio de emociones y percepciones relativas a los aspectos físicos, psicológico y social, si un ser humano no reconoce su amputación, no podrá aceptar su imagen corporal. En general, la finalidad básica de la rehabilitación de los enfermos amputados es alcanzar el mismo nivel de actividad y eficiencia existente antes de la amputación (208).

5.1 Percepción de la imagen corporal

La imagen corporal es la representación del cuerpo que cada persona construye en su mente (209) y la vivencia que tiene del propio cuerpo (210). De acuerdo con Rosen (1995)

(211), la imagen corporal es un concepto que se refiere a la manera en que se percibe, imagina, siente y actúa respecto al cuerpo. O sea, que se contemplan aspectos perceptivos y subjetivos tales como satisfacción, insatisfacción, preocupación, evaluación cognitiva, ansiedad y aspectos conductuales.

5.2 Autoestima

La autoestima es una orientación positiva o negativa hacia uno mismo: una evaluación global de la pena o el valor de uno (212,213).

La autoestima abarca creencias y emociones como el triunfo, la desesperación, el orgullo y la vergüenza (214).

La baja autoestima puede llevar a sentimientos de apatía, aislamiento, poca capacidad de amar y pasividad, mientras que la alta autoestima se relaciona con personas que se encuentran involucradas en vidas más activas, con sentimientos de control sobre las circunstancias, menos ansiosas y con mejores capacidades para tolerar el estrés interno o externo, son menos sensibles a las críticas, suelen tener mejor salud física, disfrutan de sus relaciones interpersonales y valoran su independencia (215,216).

5.3 Calidad de vida

La Organización Mundial de la Salud define la salud como el estado de bienestar físico, mental y social, y no meramente la ausencia de enfermedad (217). Una de las razones del rápido desarrollo de las medidas de calidad de vida en el ámbito sanitario ha sido el reconocimiento de la importancia de comprender el impacto de las intervenciones sanitarias en las vidas de los pacientes; ello es particularmente importante en pacientes con enfermedades crónicas, discapacitantes o que pongan en peligro la vida del individuo (218).

6. Justificación del estudio

Los desarrollos en el tratamiento médico, técnicas quirúrgicas y componentes protésicos en pacientes amputados con diabetes, enfermedad vascular periférica, trauma, pacientes oncológicos y deficiencias congénitas hacen necesario profundizar los conocimientos en este campo para prestar una atención más profesional, humana, personalizada, óptima y eficiente en el tratamiento de estos pacientes.

La adaptación a la prótesis, la sensación de desequilibrio e inestabilidad, la debilidad muscular, los posibles defectos en la longitud de la prótesis y el dolor hacen que el amputado adquiera unos patrones biomecánicos de carga y marcha distintos a los propios de la marcha normal, viéndose alterado también su gasto energético (219).

La estabilidad postural se ha investigado en varios grupos poblacionales como atletas (220), niños (164,221), adultos sanos (222), mayores (223) o en diferentes patologías (224–226).

A pesar de la importancia del equilibrio en el desarrollo de habilidades motoras, son pocos los estudios que han investigado la estabilidad postural en amputados transtibiales (173,227).

No hemos encontrado ningún estudio que aporte datos de cómo puede afectar las diferentes durezas de material como plantilla en la estabilidad y en el registro electromiográfico durante la marcha de pacientes amputados por lo que creemos que los resultados serán de gran utilidad para la rehabilitación de pacientes con amputación de extremidad inferior.

La pérdida de un miembro inferior causa un gran trauma psicológico y en ocasiones el paciente puede temer que esa nueva situación disminuya la aceptación por parte de otras personas (32).

La pérdida de una parte del cuerpo altera la imagen que el paciente tiene de su cuerpo y puede disminuir su autoestima y calidad de vida. (228)

El paciente se enfrentará a la posibilidad de pérdida de la locomoción, invalidez permanente, cambios en sus costumbres hogareñas y quizás pérdida del trabajo. Toda respuesta a la amputación es altamente individual, pero, es afectada por factores como la edad, el pronóstico relativo al estado subyacente, el estado emocional y nivel de desarrollo del paciente (32).

De esta manera, el conocimiento generado nos permitiría aportar pautas clínicas útiles y con base científica para hacer un diagnóstico temprano que facilite un tratamiento oportuno y evite posteriores complicaciones tanto físicas como psíquicas.

7. Hipótesis y objetivos del estudio

7.1 Hipótesis

Se establecen las siguientes hipótesis:

En cuanto al comportamiento muscular sobre las variables que lo modifican. Se establece como hipótesis nula (H_0) que la velocidad y las diferentes durezas de material como plantilla no modifican el resultado electromiográfico de cuádriceps e isquiotibiales del paciente amputado transtibial unilateral protetizado en la marcha entre ambas extremidades y con respecto al resultado electromiográfico en el paciente sano. Por el contrario, la hipótesis alternativa (H_1) supone que tanto la velocidad como la dureza de material de la plantilla modifican el resultado muscular en cuádriceps e isquiotibiales del paciente amputado transtibial unilateral protetizado en la marcha entre ambas extremidades y con respecto al paciente sano.

En cuanto a la valoración de la estabilidad. Se establece como hipótesis nula (H_0) que la estabilidad que presenta un sujeto amputado transtibial protetizado descalzo y con diferentes durezas de material como plantilla es igual a la que presenta un individuo sano sin alteración de sus extremidades. Por el contrario, la hipótesis alternativa (H_1) supone que existe un patrón de estabilidad alterado en los sujetos amputados descalzos y con diferentes durezas de material como plantilla a diferencia de individuos sanos.

En cuanto a aspectos psicológicos. Se establece como hipótesis nula (H_0) que la percepción de la imagen corporal, autoestima y calidad de vida de un sujeto amputado transtibial protetizado no varía a la que presenta un individuo sano sin alteración de sus extremidades. Por el contrario, la hipótesis alternativa (H_1) supone que existe alteración en la percepción de la imagen corporal, autoestima y calidad de vida.

7.2 Objetivos

El objetivo general de esta tesis es aportar datos concretos que contribuyan a esclarecer las posibles alteraciones musculares y de estabilidad que influyen en el amputado, así como posibles alteraciones en la percepción de su imagen, autoestima o calidad de vida.

Para ello se plantean los siguientes objetivos específicos:

- 1.- Valorar la actividad muscular de cuádriceps e isquiotibiales entre ambas extremidades en sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral a diferentes velocidades de la marcha y con diferente dureza de plantilla y respecto a la población sana.
- 2.- Valorar la estabilidad en sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral en estática con plantillas de diferente dureza con respecto a la población sana.
- 3.- Determinar la calidad de vida, autoestima y percepción de su imagen corporal de la persona con amputación transtibial unilateral con respecto a la población sana.

8. Diseño y método

8.1 Diseño del estudio.

Estudio cuasiexperimental pre-post longitudinal prospectivo en sujetos amputados transtibiales unilaterales protetizados con edades comprendidas entre los 18 y 70 años.

Durante el estudio se interviene sobre los pacientes mediante la modificación de distintas condiciones (velocidad de la marcha, plantilla, ojos abiertos o cerrados), y se evalúa cómo afectan a la actividad muscular y la estabilidad del sujeto. Sobre el mismo paciente se realizan las comparaciones pre-post tratamiento.

Además, existe un grupo control que nos permite analizar las diferencias en los resultados de actividad muscular, estabilidad, así como calidad de vida, autoestima y percepción de imagen corporal de sujetos amputados transtibiales unilaterales protetizados con respecto a la población sana.

8.2 Población a estudio

8.2.1 Pacientes

Sujetos amputados transtibiales unilaterales protetizados con edades comprendidas entre los 18 y 70 años. Todos son sujetos libres de los trastornos musculoesqueléticos y dolor en las piernas, son caminantes competentes y pueden caminar sin necesidad de dispositivos. Cada paciente amputado utiliza su propia prótesis y tienen experiencia de al menos dos años con el dispositivo. Los amputados no presentan inestabilidad de rodilla. La alineación de cada prótesis se verifica antes de la prueba por un técnico.

Los sujetos protetizados con amputación transtibial proceden de diversas entidades: *Clínica Sarroca, Asociación de Amputados Adampi, Ortopedia Axis, Ortopedia Alcalá, Ortopedia Zaraorto* y diferentes Hospitales.

Criterios de inclusión:

- Ser mayor de 18 años y menor de 70 años.
- Ser completamente independiente para la bipedestación y la marcha.
- Ser usuario habitual de la prótesis en caso del amputado.
- No emplear ningún producto de apoyo para la marcha.
- Tener experiencia de al menos dos años con el dispositivo.
- Tener capacidad de comprender instrucciones.

Criterios de exclusión:

- Tener dificultad para realizar la prueba de marcha sin productos de apoyo.
- No utilizar la prótesis de manera habitual.
- Presentar dolor del muñón o sensación del miembro fantasma no controlada.
- Padecer desórdenes cardiovasculares, neurológicos o músculo-esqueléticos que influyan en la marcha.

8.2.2 Controles

Los controles son sujetos no amputados entre 18 y 70 años, con altura y peso similares a las de los amputados, que no manifiestan ningún trastorno de tipo osteoarticular y neurológico. Los integrantes del grupo control son personas pertenecientes a Clínica Sarroca (Zaragoza, Spain).

8.2.3 Tamaño muestral

En base al objetivo del estudio *“Valorar la actividad muscular de cuádriceps e isquiotibiales en sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral con respecto a la población sana, a diferentes velocidades de la marcha y con diferente dureza de*

plantilla (descalzo, sin plantilla, calzado con plantilla blanda o calzado con plantilla dura)”, se considera el valor de actividad muscular para el bíceps femoral como variable principal.

Para detectar una diferencia de medias de EMG a velocidad 1.0 ms/s de al menos el 38.4% entre los grupos, con una potencia del 90% y un valor alfa de 0.05, se estima para nuestro estudio un tamaño muestral mínimo de 18 sujetos, 9 pacientes y 9 controles. Como datos de referencia se han considerado los del artículo de Huang et al (2012), *“Muscle activation patterns during walking from transtibial amputees recorded within the residual limb-prosthetic”*, que aporta valores medios de EMG en 7 músculos de extremidades inferiores, tomando en concreto media y desviación estándar a velocidad 1.0 m/s de bíceps femoral, 0.86 ± 0.06 mv para grupo control y 0.53 ± 0.30 para grupo intervención.

El tamaño de la muestra se ha calculado con el software ENE 3.0 (GlaxoSmithKline, Universidad Autónoma de Barcelona, España). Se realiza la selección de los sujetos mediante muestreo consecutivo.

8.3 Variables a estudio

Primero se ha reunido el grupo de personas con amputación transtibial unilateral y se ha denominado Grupo Caso.

Dentro de este grupo independientemente de la extremidad amputada (izquierda/derecha) se analizan los valores de la extremidad amputada “Extremidad amputada” y se denomina “Extremidad Sana” a la extremidad inferior no protetizada o intacta.

El grupo de pacientes sanos se llama Grupo Control y se analizan las variables obtenidas del hemicuerpo derecho como lado de referencia utilizado en otros estudios y comparan con el grupo intervención (227,229,230) .

8.3.1 Variables sociodemográficas y clínicas:

- **Edad:** Edad en años del sujeto en el momento de inclusión en el estudio. Variable cuantitativa discreta.
- **Sexo:** Sexo del sujeto. Variable cualitativa nominal dicotómica (varón/mujer).
- **Peso:** Peso en kilogramos (kg) del sujeto en el momento de inclusión en el estudio. Variable cuantitativa continua.
- **Talla:** Talla en centímetros (cm) del sujeto. Variable cuantitativa continua.
- **Evolución:** Tiempo en años transcurrido desde la amputación. Variable cuantitativa discreta.
- **Etiología del amputado:** Variable cualitativa nominal policotómica. (traumática/vascular/diabetes/nacimiento/tumoral).
- **Extremidad amputada:** Variable cualitativa nominal dicotómica (derecho/izquierdo).
- **IMC:** Índice de masa corporal. Variable cuantitativa continua.

8.3.2 Variables relacionadas con la actividad muscular:

- **Intensidad de activación muscular (EMG):** Variable cuantitativa continua. (Microvoltios (μV)).
- **Velocidad de la marcha:** Variable cuantitativa continua. 4 velocidades con medición en metros/segundos (0.7 , 1.0 , 1.3, y 1.6 m/sg), denominadas en el estudio V1, V2, V3 y V4.
- **Soporte:** Variable cualitativa nominal policotómica (descalzo/sin plantilla/plantilla blanda/plantilla dura).

8.3.3 Variables relacionadas con la estabilidad:

- **Longitud de trazo:** Variable cuantitativa continua (mm).
- **Velocidad lateral:** Variable cuantitativa continua (mm/sg).
- **Velocidad anterior:** Variable cuantitativa continua (mm/sg).
- **Condición de visión:** Variable cualitativa nominal dicotómica (ojos abiertos/ojos cerrados).
- **Soporte:** Variable cualitativa nominal policotómica (descalzo/plantilla blanda /plantilla dura).

8.3.4 Variables relacionadas con la percepción de imagen corporal, autoestima y calidad de vida.

- **Valoración cuestionario MBSRQ:** Variable cuantitativa continua, a mayor puntuación, mejor imagen corporal. Cuatro factores: (1) importancia subjetiva de la corporalidad (ISC) (2) conductas orientadas a mantener la forma física (COMF) (3) atractivo físico autoevaluado (AFA) y (4) cuidado del aspecto físico (CAF).
- **Valoración cuestionario Rosenberg:** Variable cuantitativa continua con rango 0 – 40, a mayor puntuación, mejor autoestima.
- **Valoración cuestionario SF-36:** Variable cuantitativa continua con rango 0 - 100. Ocho dominios de calidad de vida relacionados con la salud (CVRS): dolor corporal (BP), funcionamiento físico (PF), limitación de roles por problemas físicos (RP), limitación de roles debido a problemas emocionales (RE), vitalidad (V), función social (SF), salud mental (SM), y la salud general (GH). Las preguntas en cada dominio se presentan con una puntuación final de 0 (peor calidad de vida) a 100 (mejor calidad de vida). Además, un resumen de puntuación del componente físico (PCS) y un resumen de puntuación del componente mental (MCS).

8.4 Instrumentos de medida

8.4.1 Estudio de actividad muscular

Los datos de la marcha se recogen en Clínica Sarroca, y son tabulados en una base de datos diseñada para el estudio. Después de una corta adaptación (caminando por el pasillo de marcha instalado en la consulta) (Figura 9), los individuos suben a una cinta rodante automatizada para realizar el estudio (Nordictrack T12.2, Modelo NETL 12812.0, Icon (Health&Fitness) (Figura 10), Logan, Utah, E.E.U.U.) (231). Los sujetos caminan a cuatro velocidades (0.7 , 1.0 , 1.3, y 1.6 m / s) durante dos minutos a cada velocidad (232).

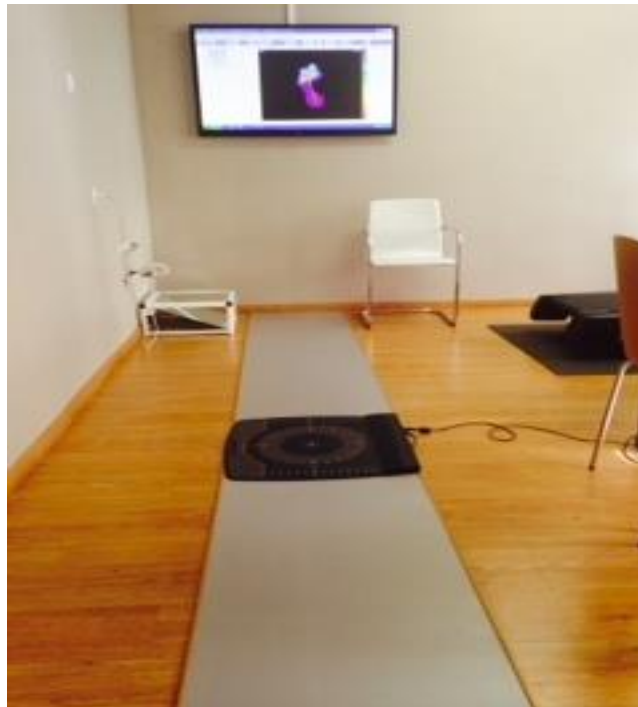


Figura 9. Pasillo de marcha Clínica Sarroca con plataforma de presiones (Zaragoza, Spain). Fuente propia.



Figura 10. Cinta rodante Norditrac en Clínica Sarroca (Zaragoza, Spain). Fuente propia.

Para clasificar la adaptación a la velocidad de los sujetos y poder completar el nivel de marcha con seguridad, le pedimos a cada sujeto empezar la marcha a partir de la velocidad más baja. Si puede caminar cómodamente a la velocidad, aumentamos gradualmente al siguiente nivel. Así continuamos hasta alcanzar la velocidad más rápida o hasta que el sujeto ya no puede mantener la velocidad al caminar (232).

La EMG se mide con pantalones de EMG cortos de tejido de punto similares a las ropas utilizadas para actividades deportivas o ropa interior funcional (MyontecLtd, Kuopio, Finlandia) (233). Los pantalones cortos de EMG han sido adecuados como un método válido y fiable para medir la EMG rectificada y factible durante la marcha (233).

Los pantalones cortos miden EMG de la zona de cuádriceps femoral (vasto externo, medial, crural y recto anterior) y zona de isquiotibiales (bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso) (232).

Las señales de la musculatura del muslo de la pierna amputada se comparan con la musculatura de la pierna sana , al igual que se comparan las señales en ambas piernas en el paciente sano. Esta medición se denominan intra grupo.

También se compara en el grupo de amputados las señales de la musculatura del muslo de la pierna amputada con las señales de musculatura del muslo derecho en el grupo de pacientes sanos, hemicuerpo derecho como lado de referencia utilizado en otros estudios (227,229,230). Esta medición se denomina inter grupo.

Se prepara la piel de la zona del paciente de los electrodos para reducir la impedancia existente con el fin de obtener una señal eléctrica de calidad. Para ello, se aconseja el afeitado y frotamiento de la piel con un gel abrasivo para disminuir la capa de piel seca o células muertas y eliminar el sudor mediante una limpieza con alcohol (234).

Para obtener el valor medio rectificado de EMG (AEMG), los pantalones cortos están equipados con electrodos y cables conductores integrados en el tejido, que transfieren las señales EMG de los electrodos a la pieza electrónica. Los electrodos textiles se cosen en el interior de la superficie de los pantalones cortos y consisten en hilos que incluyen fibras de plata e hilos no conductores de tejidos sintéticos para formar una banda de tela.

Los electrodos están situados de tal manera que el par de electrodos bipolar se encuentra en la parte distal de los electrodos del muslo y los electrodos de referencia en los lados laterales (Figura 11 - Figura 12) (235).

Minimizar el artefacto de movimiento se consigue cuando el tamaño de los pantalones cortos se elige correctamente para ser lo suficientemente apretado. Además, como los cables están cosidos en el lado interno de los pantalones cortos, el movimiento de los alambres se reduce considerablemente, disminuyendo así la probabilidad de artefactos de movimiento. Adicionalmente, la unión de hilos de electrodos se hace de tal manera que el movimiento no es posible dentro de la unión. El movimiento dentro de la unión puede presentar error utilizando mediciones tradicionales de EMG (si se utiliza, por ejemplo, una unión de botón de presión entre los cables y electrodos) (235).



Figura 11. Pantalón corto EMG MBody en su exterior. Fuente propia.



Figura 12. Pantalón corto de EMG MBody en su interior. Fuente propia.

El módulo electrónico contiene amplificadores de señal, un microprocesador incrustado con software, memoria de datos y una interfaz de PC. En el módulo, la señal de EMG se mide en su forma cruda con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz y una banda de frecuencia 50-200 Hz (-3 dB) (235).

El ancho de banda que se está utilizando para las mediciones en el equipo presenta gran fiabilidad para reducir posibles grandes artefactos de movimiento de amplitud que se producen sobre todo en frecuencias inferiores a 50 Hz (235).

Los datos promediados se almacenan en formato ASCII en la memoria del módulo desde el que los datos fueron descargados a un PC utilizando el software PC- Heimo diseñado específicamente (MyontecLtd, Kuopio , Finlandia) (233).

Antes de la recolección de los datos, se registran las señales EMG de contracción voluntaria máxima (CVM) de cada grupo muscular. Estos datos se procesan y se utilizan para la normalización de la actividad EMG del músculo correspondiente durante la tarea dinámica.

La CMV es necesaria para la normalización de los trazados obtenidos respecto a la actividad máxima de aquel músculo y en aquel individuo. Se obtienen tres contracciones isométricas máximas de 6 segundos, con 2 minutos de reposo entre prueba y prueba para evitar la fatiga muscular (236).(Figura 13) y se trabaja con el promedio de estas tres medidas.



Figura 13. Registro de la CMV grupo cuádriceps. Fuente propia.

Los sujetos están sentados sobre una camilla con flexión de cadera de 90° para que sus pies no estén en contacto con el suelo durante los ensayos de activación muscular voluntaria

(Figura 13) y sujetado a la camilla por medio de cinchas de poleoterapia, para evitar movimientos y compensación al esfuerzo por otro grupo muscular.

Para obtener activación máxima del grupo de isquiotibiales (Figura 14), se escoge un estiramiento basado en la técnica de facilitación neuromuscular propioceptiva. El terapeuta se coloca en posición craneal al sujeto y homolateral al miembro por estirar, con una pierna flexionada sobre la camilla. El sujeto se coloca en decúbito supino, con el miembro por estirar con la cadera flexionada, la rodilla extendida y la pierna sobre el hombro del terapeuta, y el otro miembro extendido sobre la camilla. El terapeuta flexiona la cadera del sujeto hasta que éste refiere tensión en los isquiotibiales. A continuación, se le solicita al sujeto una contracción isométrica de cuádriceps resistida por la mano del terapeuta durante tres segundos. Seguidamente, el sujeto relaja la pierna durante dos segundos y a continuación el terapeuta realiza un estiramiento máximo de los isquiotibiales durante 10 segundos (237,238).



Figura 14. Registro CMV grupo isquiotibial. Fuente propia.

Todos los movimientos se realizan bilateralmente. El terapeuta encargado del estiramiento es el mismo para todos los sujetos.

Durante los ensayos mostramos señales de EMG en tiempo real para proporcionar información sobre el nivel de activación muscular.

Una vez que las señales EMG aparecen correctamente, registramos tres repeticiones para cada activación voluntaria máxima.

La segunda parte del protocolo de ensayo evalúa la activación muscular de los patrones de activación durante la marcha.

Los sujetos caminan sobre una cinta de correr a cuatro velocidades (0.7 , 1.0 , 1.3, y 1.6 m/s) durante dos minutos cada velocidad.

El orden de las diferentes pruebas en ambos grupos (descalzo, calzado sin plantilla, calzado con plantilla blanda y con plantilla dura) es al azar y manteniendo la malla de EMG durante todo el tiempo que dura el estudio electromiográfico completo.

8.4.2 Estudio de estabilidad

El estudio baropodométrico (Figura 18) se realiza con una plataforma de fuerza Trabajo Pie (S-Plate, Norma EN 46003; Medicauteurs, Balma, Francia) (239) cuyas características se especifican en la Tabla 1.

El sistema consta de una plataforma de fuerza colocado en el suelo, calibrada para el peso de cada individuo. La recolección de datos se realiza con los sujetos de pie en una posición bípeda cómodo en la plataforma de acuerdo con procedimientos estandarizados: los talones de los pies están separados 2 cm con el antepié creando un ángulo de 30 ° (Figura 15). Esto asegura que el centro de gravedad se colocara dentro de un triángulo formado por el apoyo del pie (240).

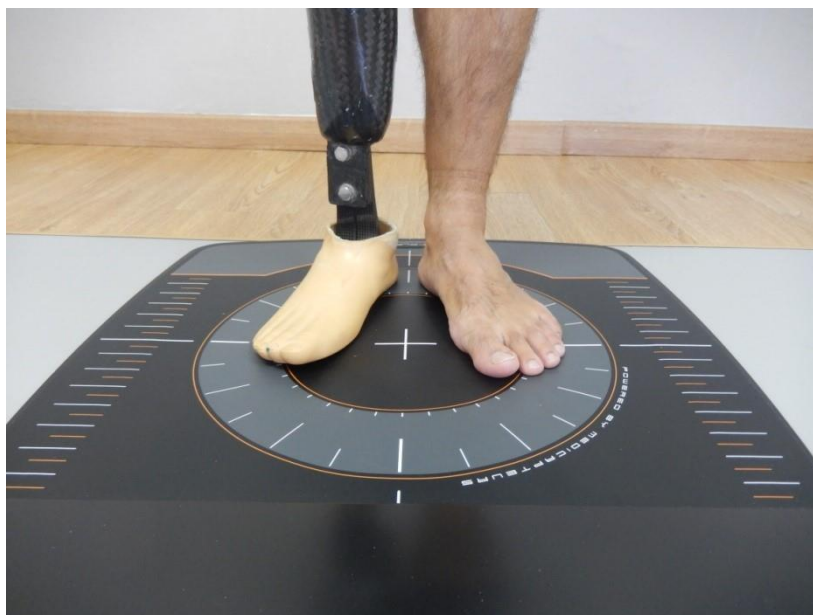


Figura 15. Baropodometría en paciente amputado descalzo. Fuente propia.

Tabla 1. Especificaciones técnicas de las plataformas de fuerzas.

Size(length /width / height)	530 x 600 x 45 mm
Thickness	4 mm
Active surface	400 x 400 mm
Weight	6.8 kg
Sensors	Calibratedresistive
Sensor Size	8 x 8 mm
Thicknesssensor	0.15 mm
Number of sensors	2304 (48 x 48)
Permissible temperature	-40 to 85 °C / -40 to 185 °F
Pressuremin / maxSensor	0.4 N/m ² = 0.0004 kPa / 100 N/m ² = 0.1 kPa
TypePC interface/ platform	USB
Supply	USB cable
Data acquisitionfrequency	200 images / second
Vertical ForceRecording	60 Hz
OperatingSystemRequired	Windows XP, Vista, 7.

Abreviaciones: mm, milímetros; Kg, kilogramos; °C, grados centígrados; °F, grados Fahrenheit; N/m², Newton/metros cuadrados; kPa, kilopascales.

Un punto de referencia se encuentra en frente de los pacientes, en función de su altura, y se les pide mantener su mirada fija en el punto de referencia y mantener su posición durante 30 segundos. Si el participante se mueve durante la prueba, los datos se descartan y se repite la prueba (240).

Las pruebas continúan hasta que los datos se obtienen de 3 ensayos durante los cuales el participante se mantiene estacionado. El participante no sabe cuándo en realidad está siendo grabado. La media de 3 ensayos válidos se utiliza para su posterior análisis (240).

Los siguientes datos son recogidos en cada paciente de ambos grupos: longitud de trazo (mm), velocidad lateral (mm/sg) y velocidad anterior (mm/sg) de ambos antepié y retropié.

Para examinar la influencia de la alteración de la información somatosensorial en estabilidad postural, los participantes realizan pruebas de equilibrio de pie bajo tres superficies:

1. Sujeto con pies descalzos.
2. Sujeto con plantilla superficie textura dura (Tabla 2, Figura 16). Material rígido de 4mm: Polipropileno PP-DWST. Fabricado por la empresa SIMONA. D-55606 Kirn (Germany) y distribuido en España por Al-Mar Técnicas ortopédicas S.L. (Arganda del Rey, Madrid).
3. Sujeto con plantilla superficie textura blanda confort de silicona (Figura 17). Material blando de silicona. Distribuido por la empresa Luga (Casarrubios del Monte, Toledo).



Figura 16. Plantilla polipropileno PP-DWST 4 mm. Fuente propia.



Figura 17. PLantilla confort de silicona. Fuente propia.

Tabla 2. Datos técnicos de Polipropileno PP-DWST.

Hoja de datos técnica PP-AS

SIMONA

Nombre comercial: **PP-AS**

Inspección:

Fecha de impresión: 10.04.2015

19.09.2014

PP-AS	
Hoja de datos-actualización	19.09.2014
Masa moldeada extrusionad	PP-H,ECZ,16-09-003
Norma moldeada extrusionad	DIN EN ISO 1873, Teil 1
Masa moldeada prensada	PP-H,QCZ,16-09-003
Norma masa moldeada prensada	DIN EN ISO 1873, Teil 1
Densidad, g/cm ³ , DIN EN ISO 1183	0,920
Tensión de estirado, MPa, DIN EN ISO 527	32
Dilatación bajo la tensión de estirad, % , DIN EN ISO 527	8
Módulo E tensión, MPa, DIN EN ISO 527	1200
Resistencia al impacto, KJ/m ² , DIN EN ISO 179	sin rotura
Resiliencia, kJ/m ² , DIN EN ISO 179	5
Dureza Brinell, MPa, DIN EN ISO 2039-1	70
Dureza Shore D (15 s), DIN EN ISO 868	71
Coefficiente medio de dilatación térmico, K ⁻¹ , ISO 11359-2	1,6 x 10 ⁻⁴
Comportamiento ante el fuego DIN 4102	DIN 4102 B2 inflamabilidad normal (Autoevaluación sin certificado de prueba)
Resistencia de superficie, Ohm , DIN IEC 60093	10 ¹¹ - 10 ¹²
Campo de temperatura, °C	0 hasta +100
Inocuidad fisiológica, BfR	no

Los datos son orientativos y pueden variar en función del proceso de tratamiento y de la producción de muestras. Por lo general, se trata de valores medios de mediciones sobre planchas extrusionadas de 4 mm. Exclusivamente en el caso de las planchas producidas por moldeo por compresión, por lo general se trata de mediciones realizadas en planchas de 20 mm de grosor. Pueden aparecer divergencias si no se dispone de planchas de estos grosores. En el caso de las planchas revestidas, los parámetros técnicos hacen referencia a las planchas básicas sin revestir. Los datos no se pueden transferir sin más a los elementos mecanizados. El usuario u operario debe comprobar la idoneidad de los materiales para un uso concreto. Los parámetros técnicos solo sirven como ayuda a la planificación. En especial, no constituyen una garantía de ninguna característica. Puede obtener más información en nuestro Technical Service Center en tsc@simona.de.

Para cada una de las condiciones de la superficie de la plantilla, los participantes son probados en dos condiciones de visión (ojos abiertos, cerrados) en tres superficies permanentes (descalzos sin plantilla, descalzo sobre plantilla dura y descalzo sobre plantilla blanda).

De acuerdo con investigaciones anteriores (182,197,198,241), nuestro estudio utiliza mediciones derivadas del desplazamiento del centro de presión (CP) e incluye la gama de anterior-posterior (AP) y medial-lateral (ML).

Antes de cada uso, la calibración automática se realiza de acuerdo con las indicaciones del fabricante (242).

Con cada situación, registramos tres mediciones con el objetivo de valorar la fiabilidad y trabajar con el promedio de las tres pruebas.

El registro de datos se realiza con un ordenador personal vinculado a la plataforma de sensor de presión. El programa de software S-plate disponible en el mercado (software rehabilitación interactivo) para Windows (Medicapteurs, Balma, Francia) se utiliza para toda la colección y gestión de datos (Figura 18).

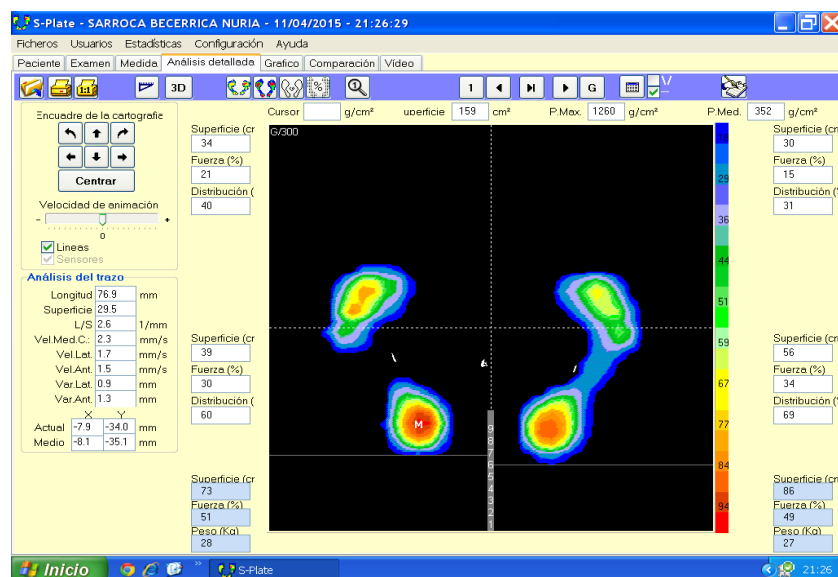


Figura 18. Imagen registro de datos de estabilometría con plataforma S-plate. Fuente propia.

8.4.3 Cuestionarios

8.4.3.1 Cuestionario de Imagen Corporal MBSRQ ®

Versión Española© Emma Ribas, Luis Botella y Jesús Benito (2008).

El constructo “*imagen corporal*” ha demostrado su utilidad en decenas de estudios empíricos y su relevancia por lo que respecta a su relación con diversos problemas de ámbito clínico, así como con múltiples fenómenos psicosociales no necesariamente patológicos.

De entre los diversos instrumentos propuestos para su medida y evaluación, el MBSRQ se considera el más completo y multidimensional. En este trabajo se ha presentado la adaptación y validación psicométrica de la versión española de dicho cuestionario (Anexo 1). La estructura de la versión española adaptada y validada mantiene los criterios de calidad en cuanto a sus propiedades psicométricas respecto a la versión original (243). El cuestionario permite distinguir a los sujetos según su puntuación en cada una de las escalas y en general, a mayor puntuación, mejor imagen corporal.

En la versión española emergen cuatro factores:

1. Importancia subjetiva de la corporalidad (ISC).
2. Conductas orientadas a mantener la forma física (COMF).
3. Atractivo físico autoevaluado (AFA).
4. Cuidado del aspecto físico (CAF).

Interpretación de las puntuaciones:

Importancia Subjetiva de la Corporalidad (ISC).

Puntuaciones elevadas: >2,10

Puntuaciones normales: >2 y <2,10

Puntuaciones bajas: <2

Conductas Orientadas a Mantener la Forma Física (COMF).

Puntuaciones elevadas: >3,43

Puntuaciones normales: >3,28 y <3,43

Puntuaciones bajas: <3,28

Atractivo Físico Autoevaluado (AFA).

Puntuaciones elevadas: $>4,33$

Puntuaciones normales: >4 y $<4,33$

Puntuaciones bajas: <4

Cuidado del Aspecto Físico (CAF).

Puntuaciones elevadas: $>4,40$

Puntuaciones normales: $>4,20$ y $<4,40$

Puntuaciones bajas: $<4,20$

Imagen corporal General.

Puntuaciones elevadas: $>3,52$

Puntuaciones normales: $>3,40$ y $<3,52$

Puntuaciones bajas: $<3,40$

Para la interpretación de los factores y del cuestionario en general véase Botella, L., Ribas, E., y Benito, J. (2009). Evaluación Psicométrica de la Imagen Corporal: Validación de la Versión Española del Multidimensional Body Self Relations Questionnaire (MBSRQ). Revista Argentina de Clínica Psicológica. XVIII.

8.4.3.2 Cuestionario Autoestima - Rosenberg (RSE).

La autoestima es un constructo de gran interés clínico por su relevancia en los diversos cuadros psicopatológicos (244,245), así como por su asociación con la conducta de búsqueda de ayuda psicológica (246,247) con el estrés (248) y con el bienestar general (249,250).

Muy particularmente se ha asociado con cuadros como la depresión (246,251–254), los trastornos alimentarios (255–257), los trastornos de personalidad, la ansiedad (246,251) y la fobia social (258). Asimismo, se ha señalado que el nivel de autoestima es un excelente predictor de la depresión (259).

El estudio de la autoestima es, por tanto, un aspecto esencial en la investigación psicopatológica, siendo de interés la disponibilidad de instrumentos adecuadamente validados para su evaluación. Uno de los instrumentos más utilizados para la evaluación de la autoestima global es la Escala de Autoestima de Rosenberg (260).

Desarrollada originalmente por Rosenberg (1965) para la evaluación de la autoestima en adolescentes, incluye diez ítems cuyos contenidos se centran en los sentimientos de respeto y aceptación de si mismo/a. La mitad de los ítems están enunciados positivamente y la otra mitad negativamente.

Aunque inicialmente fue diseñada como escala de Guttman, posteriormente se ha hecho común su puntuación como escala tipo Likert, donde los ítems se responden en una escala de cuatro puntos (1= muy de acuerdo, 2= de acuerdo, 3= en desacuerdo, 4= totalmente en desacuerdo). Para su corrección, deben invertirse las puntuaciones de los ítems enunciados negativamente (3,5,8,9,10) y, posteriormente, sumarse todos los ítems. La puntuación total, por tanto, oscila entre 10 y 40.

Interpretación de las puntuaciones:

De 30 a 40 puntos: Autoestima elevada. Considerada como autoestima normal.

De 26 a 29 puntos: Autoestima media. No presenta problemas de autoestima graves, pero es conveniente mejorarla.

De 0 a 25 puntos: Autoestima baja. Existen problemas significativos de autoestima.

8.4.3.3 Cuestionario de calidad de vida (SF-36).

Es una escala genérica que proporciona un perfil del estado de salud y es aplicable tanto a los pacientes como a la población general. Ha resultado útil para evaluar la calidad de vida relacionada con la salud (CVRS) en la población general y en subgrupos específicos, comparar la carga de muy diversas enfermedades, detectar los beneficios en la salud producidos por un amplio rango de tratamientos diferentes y valorar el estado de salud de pacientes individuales (261).

El Cuestionario de Salud SF-36 está compuesto por 36 preguntas (ítems) que valoran los estados tanto positivos como negativos de la salud.

Los 36 ítems del instrumento cubren las siguientes escalas: Función física (FF), Rol físico (RF), Dolor corporal (DC), Salud general (SG), Vitalidad (VT), Función social (FS), Rol emocional (RE) y Salud mental (SM). Adicionalmente, el SF-36 incluye un ítem de transición que pregunta sobre el cambio en el estado de salud general respecto al año anterior (en nuestro caso de la amputación). Este ítem no se utiliza para el cálculo de ninguna de las escalas, pero proporciona información útil sobre el cambio percibido en el estado de salud durante el año previo a la amputación.

El cuestionario está dirigido a personas de >14 años de edad y preferentemente debe ser autoadministrado, aunque también es aceptable la administración mediante entrevista personal y telefónica (262).

La Tabla 3 contiene el número de ítems incluidos en las diferentes escalas del cuestionario, así como una breve descripción del significado de puntuaciones altas y bajas (263). Las escalas del SF-36 están ordenadas de forma que a mayor puntuación, mejor es el estado de salud.

Tabla 3. Subescalas del índice de salud SF-36 e interpretación de resultados.

Áreas	Nº de ítems	Significado de los resultados	
		Baja puntuación	Alta puntuación
Función Física	10	Mucha limitación para realizar todas las actividades físicas, incluyendo bañarse o vestirse debido a la salud	Realiza todo tipo de actividades físicas, incluyendo las más vigorosas, sin gran limitación
Rol Físico	4	Problemas con el trabajo u otras actividades diarias como resultado de su salud física	Ningún problema con el trabajo u otras actividades diarias como resultado de la salud física
Dolor	2	Dolor muy severo y altamente limitante	Ausencia de dolor o limitaciones debidas al mismo
Salud General	5	El sujeto evalúa su salud como mala y cree que probablemente empeorará	Evalúa su salud personal como buena/excelente
Vitalidad	4	Cansancio y agotamiento todo el tiempo	Lleno de entusiasmo y energía todo el tiempo
Función Social	2	Interferencia frecuente y extrema con las actividades normales debido a problemas físicos y emocionales	Realiza actividades sociales normales sin interferencia debidas a problemas físicos o emocionales
Rol Emocional	3	Problemas con el trabajo u otras actividades diarias como resultado de problemas emocionales	Ningún problema con el trabajo u otras actividades diarias como resultado de problemas emocionales
Salud Mental	5	Sensación de nerviosismo y depresión todo el tiempo	Sensación de paz, felicidad y calma todo el tiempo
Transición de Salud	1	Cree que su salud es mucho peor ahora que hace 1 año	Cree que su salud es mucho mejor ahora que hace un año
Adaptada de Ware y Sherbourne (1992)			

Para cada dimensión, los ítems son codificados, agregados y transformados en una escala que tiene un recorrido desde 0 (el peor estado de salud para esa dimensión) hasta 100 (el mejor estado de salud). Puntuaciones superiores o inferiores a 50 indican mejor o peor estado de salud, respectivamente, que la media de la población de referencia.

El software de puntuación de resultados de salud (tm) se proporcionó a través de la empresa QualityMetric 4.5. FULLY EXECUTED LICENSE AGREEMENT QM032666 - SF36v2 Health Survey - OPTUM #CT172338 .

8.5 Análisis Estadístico.

Para variables cualitativas se aportan frecuencias absolutas y relativas. Para variables cuantitativas media y desviación estándar (DE). Para evaluar la normalidad de las variables cuantitativas a estudio se utiliza el test de Kolmogorov-Smirnov.

Para evaluar la fiabilidad de los parámetros dentro del mismo día de pruebas en cada paciente se utilizaron los coeficientes de correlación intraclase (ICC) (264,265). Utilizando la clasificación propuesta por Landis y Koch (264), ICC entre 0,20 y 0,40 se consideran para demostrar la fiabilidad razonable. Puntuaciones entre 0,40 y 0,60 tienen una fiabilidad moderada, puntuaciones entre 0,60 y 0,80 tienen una fiabilidad considerable y en la más alta categoría, las puntuaciones oscilan entre 0,80 y 1,00, las que se consideran casi perfectas. Otros autores (266) indican que para obtener fiabilidad se debe obtener un valor de ICC de al menos 0,75.

Para evaluar la relación entre el grupo de estudio (pacientes vs controles) y las variables sociodemográficas, clínicas, de actividad muscular, de estabilidad, así como de autoestima, calidad de vida y percepción de imagen corporal, se utilizó el test Mann-Whitney o test de T de Student para variables cuantitativa, según criterios de normalidad. En caso de variables cualitativas se utilizó el test de Chi-cuadrado o test de Fisher en su defecto.

Además, se realizan varios modelos de regresión lineal para cuantificar la diferencia entre pacientes y controles en términos de estabilidad y actividad muscular, considerando las diferentes situaciones evaluadas, así como las variables sociodemográficas de los participantes.

Para comparar los resultados de estabilidad y actividad muscular en las diferentes situaciones evaluadas (soporte, visión, velocidad), se aplican métodos de comparación de medias para muestras relacionadas. Test de Wilcoxon para dos situaciones y test de Friedman para tres o más cuando la variable no sigue distribución normal, y test de T de Student o ANOVA de medidas repetidas si la variable sigue distribución normal.

El nivel de significación se fijó en $p < 0,05$. Los datos se analizaron con el software estadístico IBM SPSS Statistics, versión 22 (SPSS Ibérica, Madrid, Spain).

8.6 Aspectos éticos

Los sujetos dan su consentimiento informado aprobado por el comité de ética de la Universidad Rey Juan Carlos de Madrid con número interno 230620153115. (Anexo 4)

Se siguen los principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos de la Declaración de Helsinki adoptada en la 18ª Asamblea de la Asociación Médica Mundial (AMM) (Helsinki, Finlandia, Junio 1964)(267), modificada en la 52ª Asamblea General (Edimburgo, Escocia, Octubre 2000) (268), con nota de clarificación del párrafo 29 (Asamblea General de la AMM, Tokio 2004) (269) y última versión revisada en la 59ª Asamblea General de la AMM realizada en Seúl (Corea, Octubre 2008) (270).

En esta investigación prevalece el respeto a la dignidad y a los derechos de los participantes, manteniendo en confidencialidad la información que se obtenga. El presente estudio se clasifica como investigación con riesgo MENOR que el mínimo, ya que el estudio se basa en la observación de adultos entre 18 y 70 años, a quienes se pretende caracterizar a partir de mediciones podológicas simples que no afectan el comportamiento de los participantes y que no incurren en mediciones éticamente reprochables.

Los datos captados a partir de la aplicación de la encuesta son almacenados en bases de datos a las que solo tienen acceso los investigadores para efectos del análisis de los mismos, la escritura de resultados, informe final y publicación, guardando en cada momento la identidad de cada uno de los sujetos que hacen parte de la muestra.

Para la realización de la investigación, se cuenta con el diligenciamiento del consentimiento informado (Anexo 4), donde los usuarios aceptan o rechazan la participación en el proceso de forma voluntaria y bajo el conocimiento de que no tiene efectos sobre ningún componente o esfera de los individuos. La obtención del mismo o su rechazo no perjudicará ninguna de las actividades relacionadas del usuario ni para su salud ni de su atención y no se recogerá ni publicará ningún dato sin la aprobación del mismo.

9. Resultados

9.1 Características clínicas de la muestra

Contamos en el estudio con 50 participantes, 25 pacientes amputados y 25 controles. En cada uno de los grupos un 80,0% de los sujetos son hombres (20/25) y un 20,0% mujeres (5/25). Los pacientes tienen una edad media de $44,0 \pm 12,9$ años y los controles de $38,4 \pm 12,4$ años, esta diferencia entre los grupos no es estadísticamente significativa ($p=0,124$). Tampoco hay diferencia en cuanto a IMC y número de pie. En la **Tabla 4** se muestran las características sociodemográficas para el total de la muestra y según grupo de estudio.

Tabla 4. Características sociodemográficas de los participantes según grupo de estudio.

Variable	Total n=50	Controles n=25	Amputados n=25	p valor*
Sexo hombre	20 (80,0%)	20 (80,0%)	20 (80,0%)	1,000
Edad (años) media\pmDE	41,2 \pm 12,9	38,4 \pm 12,4	44,0 \pm 12,9	0,124
IMC (kg/m²) media\pmDE	25,7 \pm 4,0	25,0 \pm 3,1	26,4 \pm 4,8	0,220
PIE (nº) media\pmDE	41,9 \pm 2,42	41,5 \pm 2,2	42,2 \pm 2,6	0,326
IMC, Índice de Masa Corporal; DS, desviación estándar. *Test de U de Mann-Whitney.				

La etiología más frecuente es la traumática, propia del 44,0% de los pacientes (11/25), tal y como se refleja en el siguiente gráfico (**Figura 19**). El tiempo en años transcurrido desde la amputación es en media de $15,1 \pm 14,8$ años. El 56,0% de los pacientes (14/25) tienen la pierna derecha amputada y el 44,0% (11/25) la pierna izquierda.

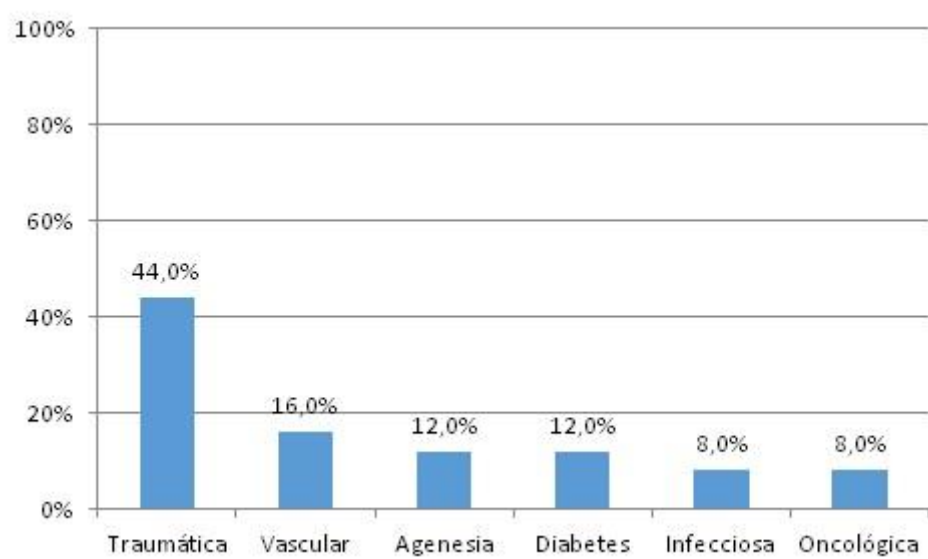


Figura 19.Etiología de los amputados. Fuente propia.

9.2. Resultados EMG

9.2.1 Actividad muscular

Para valorar la actividad muscular se aportan datos de intensidad de activación muscular (EMG) en dos grupos musculares (cuádriceps e isquiotibiales), a cuatro velocidades de la marcha (V1, V2, V3 y V4) y en cuatro soportes (descalzo, calzado sin plantilla, calzado con plantilla blanda y calzado con plantilla dura). El estudio se realiza para las dos piernas de los controles (pierna izquierda y pierna derecha) y para las dos piernas de los pacientes amputados (pierna sana y pierna amputada), siendo la pierna la unidad de estudio en este apartado. Tal y como se indica en el apartado de métodos, con cada situación se registran tres repeticiones para cada activación voluntaria máxima, se estudia la fiabilidad entre ellas, obteniendo un CCI superior a 0,90 en todas las variables, lo que justifica utilizar el valor promedio para el análisis de los datos ya que se considera una fiabilidad casi perfecta. Los valores concretos del CCI se aportan en el **Anexo 7**.

9.2.2 Análisis intragrupo.

Se muestran en la Tabla 5 los parámetros descriptivos de actividad muscular para el grupo Control, se compara la pierna derecha con la pierna izquierda. Se comprueba que para ninguna de las situaciones evaluadas hay diferencias significativas en los resultados que se obtienen al comparar las dos piernas de los pacientes sanos.

Tabla 5. EMG según situación y pierna en el grupo control.

	Pierna Izquierda	Pierna Derecha	Diferencia	Sig.(p)
Descalzo				
V1 Cuádriceps	39,4 (23,4)	41,3 (23,1)	-1,9 (4,9)	0,567 ¹
Isquiotibial	68,5 (22,6)	70,8 (23,7)	-2,3 (10,9)	0,691 ¹
V2 Cuádriceps	49,5 (27,3)	50,9 (24,5)	-1,4 (9,4)	0,528 ¹
Isquiotibial	80,5 (25,0)	84,4 (26,1)	-3,9 (15,6)	0,503 ¹
V3 Cuádriceps	69,6 (29,0)	68,9 (27,9)	0,7 (12,9)	0,900 ¹
Isquiotibial	98,6 (26,4)	101,4 (28,7)	-2,8 (23,1)	0,655 ¹
V4 Cuádriceps	88,9 (35,0)	89,7 (30,5)	-0,8 (12,3)	0,756 ¹
Isquiotibial	117,6(28,9)	122,9 (33,6)	-5,3 (27,6)	0,555 ²
Sin plantilla				
V1 Cuádriceps	38,3 (20,9)	39,6 (19,6)	-1,3 (8,2)	0,677 ¹
Isquiotibial	69,0 (18,5)	69,8 (18,9)	-0,8 (14,0)	0,907 ¹
V2 Cuádriceps	46,8 (21,9)	47,2 (19,9)	-0,4 (10,6)	0,705 ¹
Isquiotibial	83,1 (19,3)	82,2 (19,2)	0,9 (12,4)	0,880 ²
V3 Cuádriceps	64,7 (26,0)	65,6 (21,9)	-0,9 (10,5)	0,756 ¹
Isquiotibial	98,2 (19,9)	100,3 (20,8)	-2,1 (18,7)	0,426 ¹
V4 Cuádriceps	84,9 (34,2)	84,3 (26,6)	0,6 (14,1)	0,900 ¹
Isquiotibial	116,9(20,3)	121,2 (26,3)	-4,3 (23,2)	0,526 ²
Plant.blanda				
V1 Cuádriceps	35,2 (20,0)	36,3 (19,4)	-1,1 (6,7)	0,778 ¹
Isquiotibial	68,6 (17,6)	74,3 (23,4)	-5,7 (23,4)	0,574 ¹
V2 Cuádriceps	46,1 (24,3)	47,7 (21,4)	-1,6 (9,4)	0,669 ¹
Isquiotibial	85,8 (21,8)	87,3 (22,3)	-1,5 (18,0)	0,907 ¹
V3 Cuádriceps	65,1 (24,2)	65,0 (25,9)	0,1 (12,2)	0,992 ¹
Isquiotibial	98,2 (21,0)	103,6 (21,4)	-5,4 (14,9)	0,299 ¹
V4 Cuádriceps	85,4 (32,7)	84,5 (26,9)	0,9 (12,8)	0,969 ¹
Isquiotibial	116,7(23,1)	121,1 (25,9)	-4,4 (18,6)	0,438 ¹

Plant.dura				
V1 Cuádriceps	37,4 (22,4)	37,3 (20,0)	0,1 (10,0)	0,756 ¹
Isquiotibial	72,8 (22,3)	75,6 (21,0)	-2,8 (14,5)	0,720 ¹
V2 Cuádriceps	47,4 (22,9)	49,9 (23,3)	-2,5 (7,7)	0,712 ¹
Isquiotibial	85,3 (24,8)	89,6 (25,3)	-4,3 (17,7)	0,628 ¹
V3 Cuádriceps	67,5 (32,0)	67,6 (24,3)	-0,1 (13,2)	0,676 ¹
Isquiotibial	103,0(23,8)	106,8 (28,0)	-3,8 (17,9)	0,749 ¹
V4 Cuádriceps	86,8 (36,2)	86,2 (31,4)	0,6 (12,8)	0,884 ¹
Isquiotibial	125,1(30,6)	131,1 (29,8)	-6,0 (22,3)	0,481 ²
Media (desviación típica) ¹ Prueba de Mann-Whitney. ² Prueba t para m. independientes				

Se muestran en la Tabla 6 los parámetros descriptivos de actividad muscular para el grupo Caso, se compara la pierna amputada con la pierna sana. Hay seis situaciones experimentales en las que se obtienen diferencias significativas entre ambas piernas, todas ellas en el grupo muscular cuádriceps. Para descalzo en velocidad 4, con plantilla blanda en velocidades 2, 3 y 4, y con plantilla dura en velocidad 4.

Tabla 6. EMG según situación y pierna en el grupo caso.

	Pierna Sana	Pierna Amputada	Diferencia	Sig.(p)
Descalzo				
V1 Cuádriceps	40,4 (20,2)	40,1 (21,0)	0,3 (20,4)	0,967 ²
Isquiotibial	80,7 (28,2)	77,5 (32,4)	3,2 (29,0)	0,710 ²
V2 Cuádriceps	51,2 (21,9)	46,0 (23,2)	5,2 (22,7)	0,415 ²
Isquiotibial	92,8 (34,3)	90,9 (35,9)	1,9 (30,4)	0,662 ¹
V3 Cuádriceps	69,5 (26,1)	55,7 (27,2)	13,8 (24,0)	0,074 ²
Isquiotibial	109,6 (42,2)	111,7 (42,0)	-2,1 (42,0)	0,915 ¹
V4 Cuádriceps	86,4 (30,9)	67,4 (34,0)	19,0 (28,7)	0,044²

Isquiotibial	132,6 (52,8)	130,5 (49,2)	2,1 (44,1)	0,938 ¹
Sin plantilla				
V1 Cuádriceps	42,9 (18,5)	39,3 (19,8)	3,6 (20,8)	0,510 ²
Isquiotibial	76,9 (30,1)	72,4 (29,3)	4,5 (33,0)	0,595 ²
V2 Cuádriceps	52,4 (22,3)	45,5 (24,7)	6,9 (27,2)	0,305 ²
Isquiotibial	90,3 (36,5)	86,4 (32,5)	3,9 (34,2)	0,846 ¹
V3 Cuádriceps	65,1 (23,4)	54,6 (30,2)	10,5 (31,2)	0,175 ²
Isquiotibial	106,5 (43,0)	100,7 (36,6)	5,8 (37,1)	0,923 ¹
V4 Cuádriceps	80,0 (26,1)	63,6 (34,7)	16,4 (33,2)	0,066 ²
Isquiotibial	122,2 (50,4)	115,8 (41,6)	6,4 (39,7)	0,626 ²
Plant.blanda				
V1 Cuádriceps	44,7 (21,5)	36,0 (12,1)	8,6 (22,2)	0,087 ²
Isquiotibial	77,3 (30,1)	72,7 (32,3)	4,6 (32,3)	0,607 ²
V2 Cuádriceps	53,1 (23,0)	40,5 (13,0)	12,6 (23,7)	0,043¹
Isquiotibial	91,3 (35,5)	85,7 (34,4)	5,6 (33,9)	0,614 ¹
V3 Cuádriceps	67,7 (26,5)	49,4 (23,2)	18,3 (28,3)	0,012²
Isquiotibial	105,7 (44,8)	102,6 (42,5)	3,1 (35,8)	0,915 ¹
V4 Cuádriceps	84,9 (30,1)	59,4 (28,5)	25,5 (34,0)	0,004²
Isquiotibial	123,7 (56,0)	118,6 (48,6)	5,1 (45,3)	0,733 ²
Plant.dura				
V1 Cuádriceps	44,7 (17,4)	37,3 (14,5)	7,4 (19,6)	0,107 ²
Isquiotibial	79,5 (31,6)	72,5 (32,6)	7,0 (30,3)	0,440 ²
V2 Cuádriceps	52,4 (20,3)	43,4 (18,2)	9,0 (24,5)	0,106 ²
Isquiotibial	93,8 (35,4)	85,5 (34,0)	8,3 (28,6)	0,432 ¹
V3 Cuádriceps	69,2 (26,8)	51,5 (22,2)	17,7 (28,7)	0,015²
Isquiotibial	111,8 (44,9)	103,7 (41,9)	8,1 (36,8)	0,778 ¹
V4 Cuádriceps	87,9 (30,5)	61,6 (27,6)	26,3 (33,9)	0,002²
Isquiotibial	128,9 (54,2)	122,5 (47,1)	6,4 (41,0)	0,969 ¹
Media (desviación típica) ¹ Prueba de Mann-Whitney. ² Prueba t para m. independientes				

9.2.3 Análisis intergrupo.

Se muestran en la **Tabla 7** los parámetros descriptivos de actividad muscular para controles y amputados, comparando la pierna amputada de los pacientes con la pierna derecha de los controles. Se consideran dieciséis situaciones diferentes, cuatro velocidades de la marcha distintas (V1, V2, V3 y V4) en cuatro soportes (descalzo, sin plantilla, plantilla blanda y plantilla dura).

En el grupo muscular isquiotibial no se observan diferencias estadísticamente significativas entre controles y amputados ($p > 0,05$). Sin embargo, en cuádriceps, se observan ocho situaciones experimentales en las que se obtienen niveles medios de EMG significativamente inferiores en pacientes respecto a controles ($p < 0,05$), todas ellas en las velocidades 3 y 4 e independientemente de la plantilla empleada (ocurre lo mismo en los cuatro soportes).

Tanto en pacientes como en controles se observan diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) al comparar las dieciséis situaciones experimentales.

Tabla 7. EMG según situación y pierna: derecha controles vs. amputada pacientes.

	Pierna Derecha Controles	Pierna Amputada Pacientes	Diferencia	Sig.(p)
Descalzo				
V1 Cuádriceps	41,3 (23,1)	40,1 (21,0)	1,2 (6,2)	0,977 ¹
Isquiotibial	70,8 (23,7)	77,5 (32,4)	-6,7 (8,0)	0,528 ¹
V2 Cuádriceps	50,9 (24,5)	46,0 (23,2)	4,9 (6,7)	0,491 ¹
Isquiotibial	84,4 (26,1)	90,9 (35,9)	-6,5 (8,9)	0,467 ²
V3 Cuádriceps	68,9 (27,9)	55,7 (27,2)	13,2 (7,8)	0,049¹
Isquiotibial	101,4 (28,7)	111,7 (42,0)	-10,2 (10,2)	0,321 ²
V4 Cuádriceps	89,7 (30,5)	67,4 (34,0)	22,2 (9,1)	0,011¹
Isquiotibial	122,9 (33,6)	130,5 (49,2)	-7,6 (11,9)	0,527 ²

Sin plantilla				
V1 Cuádriceps	39,6 (19,6)	39,3 (19,8)	0,3 (5,6)	0,946 ¹
Isquiotibial	69,6 (18,9)	72,4 (29,3)	-2,8 (7,0)	0,831 ¹
V2 Cuádriceps	47,2 (19,9)	45,5 (24,7)	1,7 (6,3)	0,535 ¹
Isquiotibial	82,2 (19,2)	86,4 (32,5)	-4,2 (7,6)	0,582 ²
V3 Cuádriceps	65,6 (21,9)	54,6 (30,2)	11,0 (7,5)	0,030¹
Isquiotibial	100,3 (20,8)	100,7 (36,6)	-0,4 (8,4)	0,967 ²
V4 Cuádriceps	84,3 (26,6)	63,6 (34,7)	20,7 (8,8)	0,002¹
Isquiotibial	121,2 (26,3)	115,8 (41,6)	5,4 (9,8)	0,588 ²
Plant.blanda				
V1 Cuádriceps	36,3 (19,4)	36,0 (12,1)	0,3 (4,6)	0,473 ¹
Isquiotibial	74,3 (23,4)	72,7 (32,3)	1,6 (8,0)	0,677 ¹
V2 Cuádriceps	47,7 (21,4)	40,5 (13,0)	7,2 (5,0)	0,156 ²
Isquiotibial	87,3 (22,3)	85,7 (34,4)	1,6 (8,2)	0,847 ²
V3 Cuádriceps	65,0 (25,9)	49,4 (23,2)	15,6 (7,0)	0,009¹
Isquiotibial	103,6 (21,4)	102,6 (42,5)	1,0 (9,5)	0,920 ²
V4 Cuádriceps	84,5 (26,9)	59,4 (28,5)	25,1 (7,8)	<0,001¹
Isquiotibial	121,1 (25,9)	118,6 (48,6)	2,5 (11,0)	0,823 ²
Plantilla dura				
V1 Cuádriceps	37,3 (20,0)	37,3 (14,5)	0,0 (4,9)	0,691 ¹
Isquiotibial	75,6 (21,0)	72,5 (32,6)	3,1 (7,8)	0,322 ¹
V2 Cuádriceps	49,9 (23,3)	43,4 (18,2)	6,5 (5,9)	0,221 ¹
Isquiotibial	89,6 (25,3)	85,5 (34,0)	4,1 (8,5)	0,509 ¹
V3 Cuádriceps	67,6 (24,3)	51,5 (22,2)	16,1 (6,6)	0,013¹
Isquiotibial	106,8 (28,0)	103,7 (41,9)	3,1 (10,1)	0,764 ²
V4 Cuádriceps	86,2 (31,4)	61,6 (27,6)	24,6 (8,4)	0,002¹
Isquiotibial	131,1 (29,8)	122,5 (47,1)	8,6 (11,2)	0,444 ²
Sig. (p) Cuádriceps total	<0,001³	<0,001³		
Sig. (p) Isquio total	<0,001³	<0,001³		

Media (desviación típica) ¹ Prueba de Mann-Whitney. ² Prueba t para m. independientes.

³ Prueba de Friedman.

Se analiza la influencia del soporte, en la **Tabla 8** se presentan las comparaciones según soporte para las cuatro velocidades, para los dos grupos musculares y para los dos grupos de estudio. No se observa influencia del soporte para las velocidades más bajas (V1, V2 y V3), sin embargo, la velocidad 4 influye de forma significativa en el grupo muscular isquiotibial, tanto para casos como para controles. Al realizar las comparaciones dos a dos, se observa que “*descalzo*” es el soporte que presenta diferencias significativas con los demás en los pacientes amputados, y “*plantilla dura*” en los controles, presentando estas condiciones niveles significativamente superiores de EMG respecto a las demás (**Tabla 9**).

Tabla 8. EMG según situación y pierna: derecha controles vs. amputada pacientes. Influencia del soporte.

		Pierna Derecha Controles	Pierna Amputada Pacientes	Sig.(p)
Descalzo	V1 Cuádriceps	41,3 (23,1)	40,1 (21,0)	0,977 ¹
	Isquiotibial	70,8 (23,7)	77,5 (32,4)	0,528 ¹
	V2 Cuádriceps	50,9 (24,5)	46,0 (23,2)	0,491 ¹
	Isquiotibial	84,4 (26,1)	90,9 (35,9)	0,467 ²
	V3 Cuádriceps	68,9 (27,9)	55,7 (27,2)	0,049¹
	Isquiotibial	101,4 (28,7)	111,7 (42,0)	0,321 ²
	V4 Cuádriceps	89,7 (30,5)	67,4 (34,0)	0,011¹
	Isquiotibial	122,9 (33,6)	130,5 (49,2)	0,527 ²
Sin plantilla	V1 Cuádriceps	39,6 (19,6)	39,3 (19,8)	0,946 ¹
	Isquiotibial	69,6 (18,9)	72,4 (29,3)	0,831 ¹
	V2 Cuádriceps	47,2 (19,9)	45,5 (24,7)	0,535 ¹
	Isquiotibial	82,2 (19,2)	86,4 (32,5)	0,582 ²
	V3 Cuádriceps	65,6 (21,9)	54,6 (30,2)	0,030¹
	Isquiotibial	100,3 (20,8)	100,7 (36,6)	0,967 ²
	V4 Cuádriceps	84,3 (26,6)	63,6 (34,7)	0,002¹
	Isquiotibial	121,2 (26,3)	115,8 (41,6)	0,588 ²
Plantilla blanda	V1 Cuádriceps	36,3 (19,4)	36,0 (12,1)	0,473 ¹

	Isquiotibial	74,3 (23,4)	72,7 (32,3)	0,677 ¹
	V2 Cuádriceps	47,7 (21,4)	40,5 (13,0)	0,156 ²
	Isquiotibial	87,3 (22,3)	85,7 (34,4)	0,847 ²
	V3 Cuádriceps	65,0 (25,9)	49,4 (23,2)	0,009¹
	Isquiotibial	103,6 (21,4)	102,6 (42,5)	0,920 ²
	V4 Cuádriceps	84,5 (26,9)	59,4 (28,5)	<0,001¹
	Isquiotibial	121,1 (25,9)	118,6 (48,6)	0,823 ²
Plantilla dura	V1 Cuádriceps	37,3 (20,0)	37,3 (14,5)	0,691 ¹
	Isquiotibial	75,6 (21,0)	72,5 (32,6)	0,322 ¹
	V2 Cuádriceps	49,9 (23,3)	43,4 (18,2)	0,221 ¹
	Isquiotibial	89,6 (25,3)	85,5 (34,0)	0,509 ¹
	V3 Cuádriceps	67,6 (24,3)	51,5 (22,2)	0,013¹
	Isquiotibial	106,8 (28,0)	103,7 (41,9)	0,764 ²
	V4 Cuádriceps	86,2 (31,4)	61,6 (27,6)	0,002¹
	Isquiotibial	131,1 (29,8)	122,5 (47,1)	0,444 ²
Sig. (p) Cuádriceps V1		0,099 ³	0,431 ³	
Sig. (p) Isquiotibial V1		0,188 ³	0,733 ³	
Sig. (p) Cuádriceps V2		0,352 ³	0,393 ³	
Sig. (p) Isquiotibial V2		0,240 ³	0,395 ³	
Sig. (p) Cuádriceps V3		0,242 ³	0,060 ³	
Sig. (p) Isquiotibial V3		0,083 ³	0,117 ³	
Sig. (p) Cuádriceps V4		0,438 ³	0,472 ³	
Sig. (p) Isquiotibial V4		0,004³	0,032³	
Media (desviación típica) ¹ Prueba de Mann-Whitney. ² Prueba t para m. independientes. ³ Prueba de Friedman.				

Tabla 9. EMG para grupo isquiotibial en velocidad 4 según soporte. Comparaciones dos a dos (diagonal superior amputados- diagonal inferior controles).

Isquiotibial	Descalzo	Sin plantilla	Plantilla blanda	Plantilla dura
Descalzo		0,001	0,009	0,110
Sin plantilla	0,788		0,840	0,093
Plantilla	0,893	0,882		0,086
Plantilla Dura	0,029	0,011	0,002	

Se evalúa por otro lado la influencia de la velocidad. En la Tabla 10 se presentan las comparaciones según velocidad para los cuatro soportes, para los dos grupos musculares y para los dos grupos de estudio. Se observan diferencias estadísticamente significativas en la actividad muscular según la velocidad utilizada ($p < 0,05$) en todos los casos. Además, se han realizado las comparaciones dos a dos, observando también diferencias significativas en todos los pares.

Tabla 10. EMG según situación y pierna: derecha controles vs. amputada pacientes. Influencia de la velocidad.

	Pierna Derecha Controles	Pierna Amputada Pacientes	Sig.(p)
Descalzo V1 Cuádriceps	41,3 (23,1)	40,1 (21,0)	0,977 ¹
Isquiotibial	70,8 (23,7)	77,5 (32,4)	0,528 ¹
V2 Cuádriceps	50,9 (24,5)	46,0 (23,2)	0,491 ¹
Isquiotibial	84,4 (26,1)	90,9 (35,9)	0,467 ²
V3 Cuádriceps	68,9 (27,9)	55,7 (27,2)	0,049¹
Isquiotibial	101,4 (28,7)	111,7 (42,0)	0,321 ²
V4 Cuádriceps	89,7 (30,5)	67,4 (34,0)	0,011¹
Isquiotibial	122,9 (33,6)	130,5 (49,2)	0,527 ²
Sig. (p) Cuádriceps	<0,001³	<0,001³	
Sig. (p) Isquiotibial	<0,001³	<0,001³	
Sin plantilla V1 Cuádriceps	39,6 (19,6)	39,3 (19,8)	0,946 ¹
Isquiotibial	69,6 (18,9)	72,4 (29,3)	0,831 ¹
V2 Cuádriceps	47,2 (19,9)	45,5 (24,7)	0,535 ¹

Isquiotibial	82,2 (19,2)	86,4 (32,5)	0,582 ²
V3 Cuádriceps	65,6 (21,9)	54,6 (30,2)	0,030¹
Isquiotibial	100,3 (20,8)	100,7 (36,6)	0,967 ²
V4 Cuádriceps	84,3 (26,6)	63,6 (34,7)	0,002¹
Isquiotibial	121,2 (26,3)	115,8 (41,6)	0,588 ²
Sig. (p) Cuádriceps	<0,001³	<0,001³	
Sig. (p) Isquiotibial	<0,001³	<0,001³	
Plantilla blanda V1 Cuádriceps	36,3 (19,4)	36,0 (12,1)	0,473 ¹
Isquiotibial	74,3 (23,4)	72,7 (32,3)	0,677 ¹
V2 Cuádriceps	47,7 (21,4)	40,5 (13,0)	0,156 ²
Isquiotibial	87,3 (22,3)	85,7 (34,4)	0,847 ²
V3 Cuádriceps	65,0 (25,9)	49,4 (23,2)	0,009¹
Isquiotibial	103,6 (21,4)	102,6 (42,5)	0,920 ²
V4 Cuádriceps	84,5 (26,9)	59,4 (28,5)	<0,001¹
Isquiotibial	121,1 (25,9)	118,6 (48,6)	0,823 ²
Sig. (p) Cuádriceps	<0,001³	<0,001³	
Sig. (p) Isquiotibial	<0,001³	<0,001³	
Plantilla dura V1 Cuádriceps	37,3 (20,0)	37,3 (14,5)	0,691 ¹
Isquiotibial	75,6 (21,0)	72,5 (32,6)	0,322 ¹
V2 Cuádriceps	49,9 (23,3)	43,4 (18,2)	0,221 ¹
Isquiotibial	89,6 (25,3)	85,5 (34,0)	0,509 ¹
V3 Cuádriceps	67,6 (24,3)	51,5 (22,2)	0,013¹
Isquiotibial	106,8 (28,0)	103,7 (41,9)	0,764 ²
V4 Cuádriceps	86,2 (31,4)	61,6 (27,6)	0,002¹
Isquiotibial	131,1 (29,8)	122,5 (47,1)	0,444 ²
Sig. (p) Cuádriceps	<0,001³	<0,001³	
Sig. (p) Isquiotibial	<0,001³	<0,001³	
Media (desviación típica) ¹ Prueba de Mann-Whitney. ² Prueba t para m. independientes. ³ Prueba de Friedman.			

Se presentan en la **Tabla 11** los p valores de las comparaciones dos a dos para soporte “descalzo”. En el siguiente gráfico (**Figura 20**) se aporta la representación gráfica de los valores medios de EMG para este soporte.

Tabla 11. EMG según velocidad y grupo muscular (descalzo). Comparaciones dos a dos (diagonal superior amputados-diagonal inferior controles).

Isquiotibial	V1	V2	V3	V4	Cuádriceps	V1	V2	V3	V4
V1		<0,00	<0,00	<0,00	V1		<0,00	<0,00	<0,00
V2	<0,00		<0,00	<0,00	V2	<0,00		<0,00	<0,00
V3	<0,00	<0,00		<0,00	V3	<0,00	<0,00		<0,00
V4	<0,00	<0,00	<0,00		V4	<0,00	<0,00	<0,00	

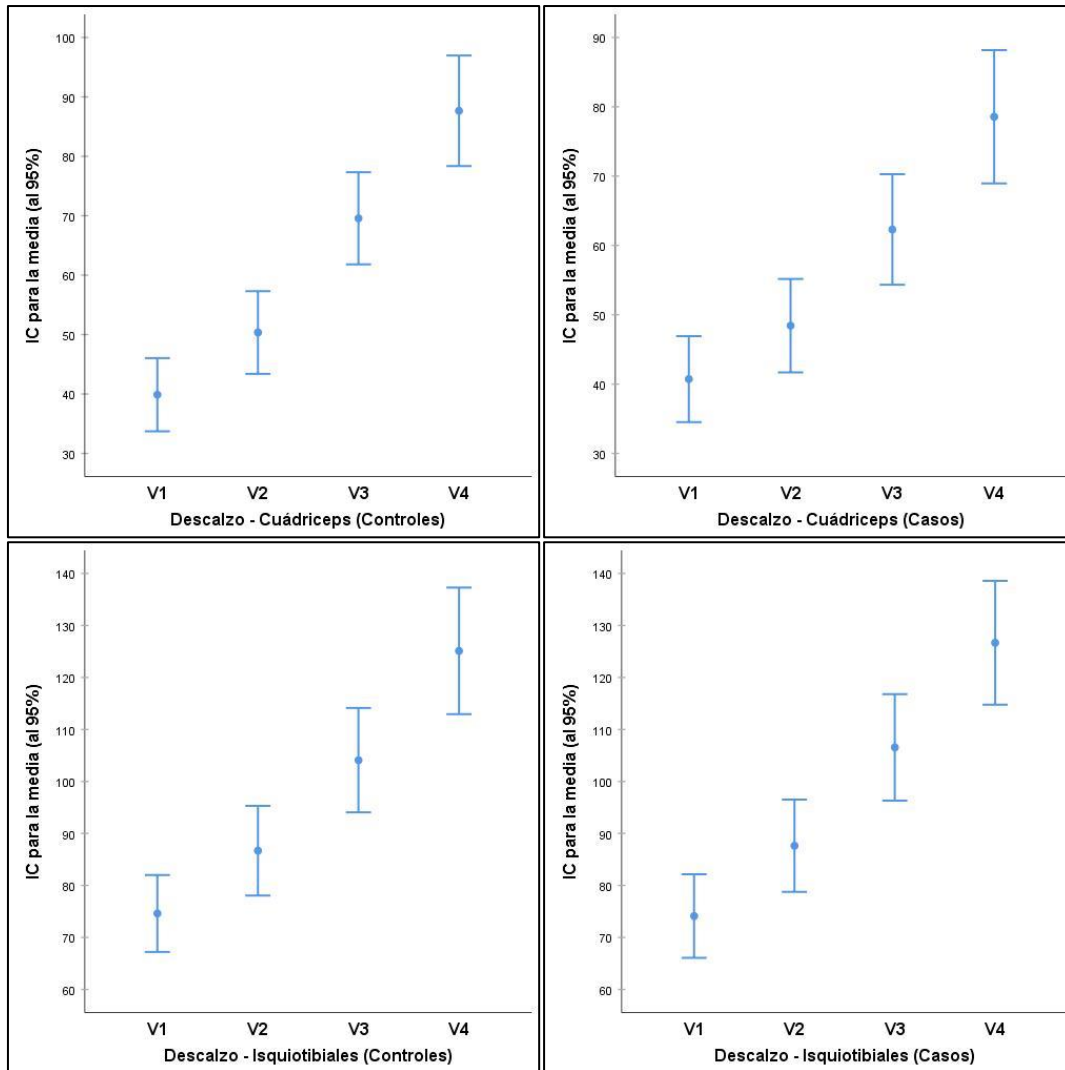


Figura 20. EMG según velocidad, grupo muscular y grupo de estudio (Descalzo).

Se presentan en la Tabla 12 los p valores de las comparaciones dos a dos para soporte “sin plantilla”. En el siguiente gráfico (**Figura 21**) se aporta la representación gráfica de los valores medios de EMG para este soporte.

Tabla 12. EMG según velocidad y grupo muscular (sin plantilla). Comparaciones dos a dos (diagonal superior amputados- diagonal inferior controles).

Isquiotibial	V1	V2	V3	V4	Cuádriceps	V1	V2	V3	V4
V1		<0,00	<0,00	<0,00	V1		<0,00	<0,00	<0,00
V2	<0,00		<0,00	<0,00	V2	<0,0		<0,00	<0,00
V3	<0,00	<0,00		<0,00	V3	<0,0	<0,00		<0,00
V4	<0,00	<0,00	<0,00		V4	<0,0	<0,00	<0,00	

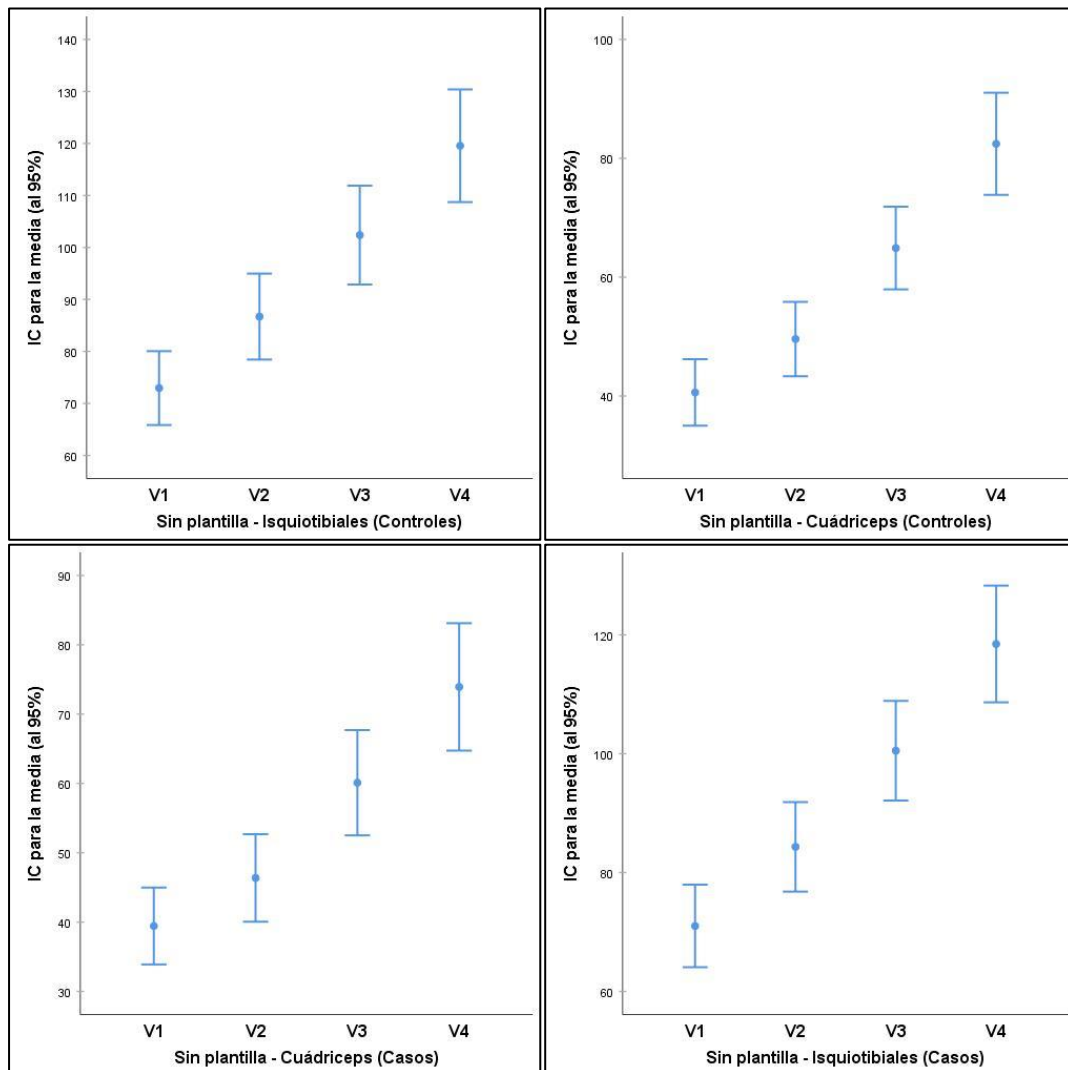


Figura 21. EMG según velocidad, grupo muscular y grupo de estudio (Calzado sin plantilla).

Se presentan en la **Tabla 13** los p valores de las comparaciones dos a dos para soporte “plantilla blanda”. En el siguiente gráfico (**Figura 22**) se aporta la representación gráfica de los valores medios de EMG para este soporte.

Tabla 13. EMG según velocidad y grupo muscular (plantilla blanda). Comparaciones dos a dos (diagonal superior amputados-diagonal inferior controles).

Isquiotibial	V1	V2	V3	V4	Cuádriceps	V1	V2	V3	V4
V1		<0,00	<0,00	<0,00	V1		<0,00	<0,00	<0,00
V2	0,00		<0,00	<0,00	V2	<0,0		<0,00	<0,00
V3	<0,0	<0,00		<0,00	V3	<0,0	<0,00		<0,00
V4	<0,0	<0,00	<0,00		V4	<0,0	<0,00	<0,00	

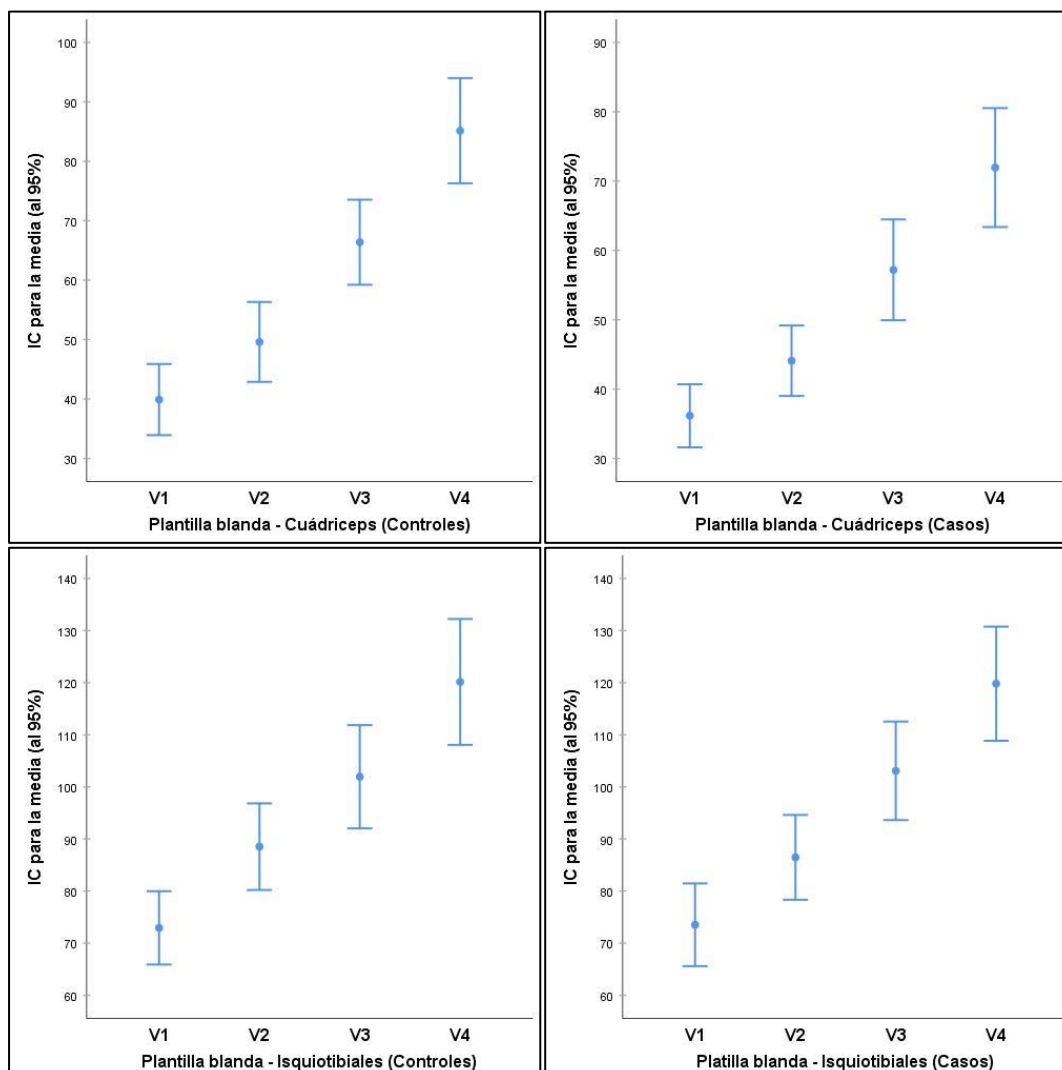


Figura 22. EMG según velocidad, grupo muscular y grupo de estudio (plantilla blanda).

Se presentan en la **Tabla 14** los p valores de las comparaciones dos a dos para soporte “plantilla dura”. En el siguiente gráfico (**Figura 23**) se aporta la representación gráfica de los valores medios de EMG para este soporte.

Tabla 14. EMG según velocidad y grupo muscular (plantilla dura). Comparaciones dos a dos (diagonal superior amputados-diagonal inferior controles).

Isquiotibial	V1	V2	V3	V4	Cuádriceps	V1	V2	V3	V4
V1		<0,00	<0,00	<0,00	V1		<0,00	<0,00	<0,00
V2	<0,0		<0,00	<0,00	V2	<0,0		<0,00	<0,00
V3	<0,0	<0,00		<0,00	V3	<0,0	<0,00		<0,00
V4	<0,0	<0,00	<0,00		V4	<0,0	<0,00	<0,00	

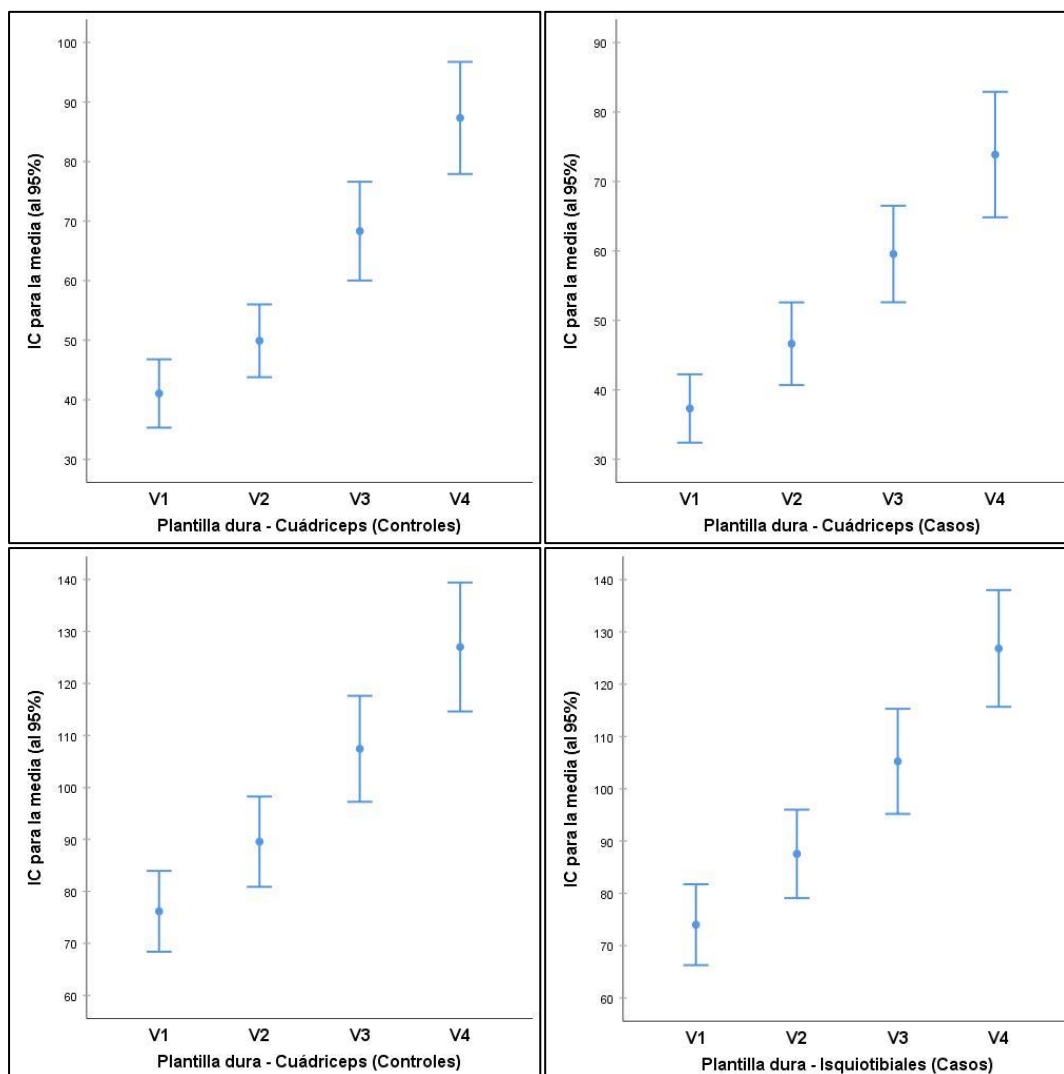


Figura 23. EMG según velocidad, grupo muscular y grupo de estudio (plantilla dura).

9.3 Resultados estabilidad

Para evaluar la estabilidad de los participantes se realiza el estudio de tres medidas independientes: longitud de trazo, velocidad lateral y velocidad anterior. Para su estudio, se consideran tres soportes: descalzo, plantilla blanda y plantilla dura, y dos condiciones de visión: ojos abiertos y ojos cerrados, generando así seis situaciones diferentes. Tal y como se indica en el apartado de métodos, con cada situación se registran tres mediciones, se estudia la fiabilidad entre ellas, obteniendo en todos los casos niveles para el CCI superiores a 0,80, lo que justifica utilizar el valor promedio para el análisis de los datos ya que se considera una fiabilidad casi perfecta. Los valores concretos del CCI se aportan en el **Anexo 8**.

9.3.1 Longitud de trazo

9.3.1.1 Longitud de trazo según soporte y visión

En la **Tabla 15** se muestran los parámetros descriptivos de la variable “*Longitud de trazo*” para las **seis situaciones evaluadas**, se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos (amputados y controles) para todas ellas, obteniendo en media niveles superiores los pacientes amputados respecto a los controles.

Tanto para pacientes amputados como para controles se observan diferencias estadísticamente significativas entre las seis condiciones a estudio en cuanto a longitud media de trazo (**Tabla 15**). En los dos grupos se ordenan las seis condiciones de la misma forma, de menor a mayor longitud media de trazo, es decir, de mayor a menor estabilidad: plantilla dura ojos abiertos, descalzo ojos abiertos, plantilla blanda ojos abiertos, plantilla dura ojos cerrados, descalzo ojos cerrados, plantilla blanda ojos cerrados.

Tabla 15. Longitud de trazo según grupo de estudio y situación.

	Controles	Amputados	Diferencia	Sig. ¹ (p)
Descalzo				
Ojos abiertos	64,8 (20,4)	120,1 (46,3)	55,3 (10,1)	<0,001
Ojos cerrados	84,9 (31,1)	274,7 (181,1)	189,8 (36,8)	<0,001
Plantilla blanda				
Ojos abiertos	80,6 (28,2)	126,8 (66,0)	46,2 (14,4)	0,001
Ojos cerrados	116,7 (61,3)	292,2 (171,7)	175,5 (36,5)	<0,001
Plantilla dura				
Ojos abiertos	58,2 (25,3)	116,2 (74,6)	58,1 (15,8)	<0,001
Ojos cerrados	80,9 (38,1)	228,9 (136,3)	148,0 (28,3)	<0,001
Sig² (p)	<0,001	<0,001		
Media (desviación típica). ¹ Prueba de Mann-Whitney. ² Prueba de Friedman				

En **Tabla 16** se muestran los p valores de las comparaciones dos a dos. Las diferencias son estadísticamente significativas al comparar ojos abiertos vs ojos cerrados para los tres soportes (descalzo, plantilla blanda, plantilla dura) en ambos grupos.

Además, para los controles, se observan diferencias significativas ($p < 0,05$) entre plantilla blanda y descalzo o plantilla blanda y plantilla dura (a igual condición de visión), también entre plantilla dura y descalzo para ojos abiertos. En los pacientes existen diferencias entre los soportes en relación a la longitud media del trazo solo para ojos cerrados.

Tabla 16. Longitud de trazo según situación y grupo de estudio (diagonal superior amputados-diagonal inferior controles). Comparaciones dos a dos.

Longitud de trazo	Descalzo Ojos abiertos	Descalzo Ojos cerrados	Pl. Blanda Ojos abiertos	Pl. Blanda Ojos cerrados	Pl. Dura Ojos abiertos	Pl. Dura Ojos cerrados
Descalzo Ojos abiertos		<0,001	0,904	<0,001	0,088	<0,001
Descalzo Ojos cerrados	<0,001		<0,001	0,600	<0,001	0,048
Pl. Blanda Ojos abiertos	<0,001	0,242		<0,001	0,060	<0,001
Pl. Blanda Ojos cerrados	<0,001	<0,001	<0,001		<0,001	0,001
Pl. Dura Ojos abiertos	0,040	<0,001	<0,001	<0,001		<0,001
Pl. Dura Ojos cerrados	0,011	0,247	0,619	<0,001	<0,001	

9.3.1.2 Longitud de trazo según soporte .

En la **Tabla 17** se presentan los parámetros descriptivos de la variable “*Longitud de trazo*” para los **tres soportes**: descalzo, plantilla blanda y plantilla dura, habiendo agrupado los datos de ojos abiertos y ojos cerrados. Se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos para los tres casos, obteniendo en media niveles superiores los pacientes amputados respecto a los controles.

De forma estadísticamente significativa, se observan diferencias entre los tres soportes en ambos grupos de estudio, presentando mayor estabilidad (menor longitud del trazo) con plantilla dura. Plantilla dura, descalzo y plantilla blanda sería el orden de los tres soportes de mayor a menor estabilidad, tanto para amputados como para controles.

Tabla 17. Longitud de trazo según grupo de estudio y soporte.

	Controles	Amputados	Diferencia	Sig. ¹ (p)
Descalzo				
	74,8 (24,8)	197,4 (103,6)	122,5 (21,3)	<0,001
Plantilla blanda				
	98,6 (43,4)	209,5 (111,7)	110,9 (24,0)	<0,001
Plantilla dura				
	69,5 (30,6)	172,5 (95,2)	103,0 (20,0)	<0,001
Sig². (p)	<0,001	0,006		
Media (desviación típica). ¹ Prueba de Mann-Whitney. ² Prueba de Friedman				

En el siguiente gráfico se comprueba lo comentado en el análisis numérico en cada uno de los grupos a estudio (**Figura 24**).

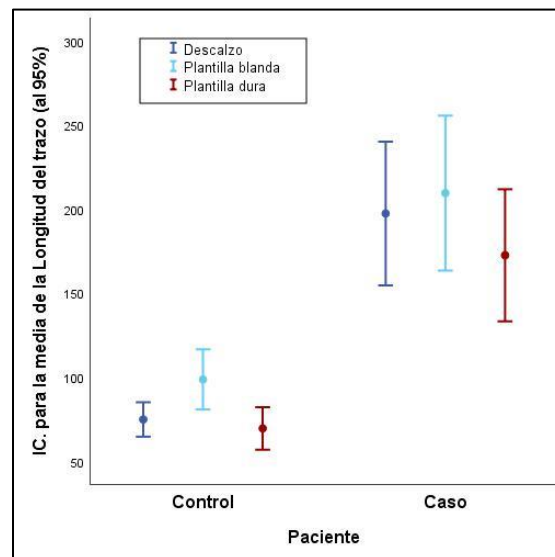


Figura 24. Longitud de trazo según grupo de estudio y soporte.

En el grupo de amputados la plantilla dura obtiene valores de longitud de trazo significativamente inferiores a descalzo ($p=0,010$) pero no se observan diferencias entre

descalzo y plantilla blanda ($p=0,925$). En el grupo control es diferente, la plantilla dura no muestra valores significativamente inferiores a descalzo ($p=0,061$) pero sí existen diferencias entre descalzo y plantilla blanda ($p<0,001$). Los p valores de las comparaciones dos a dos se muestran en la **Tabla 18**.

Tabla 18. Longitud de trazo según soporte y grupo de estudio (diagonal superior amputados-diagonal inferior controles). Comparaciones dos a dos.

Longitud de trazo	Descalzo	Plantilla blanda	Plantilla dura
Descalzo		0,925	0,010
Plantilla blanda	<0,001		0,001
Plantilla dura	0,061	<0,001	

Test de Wilcoxon

9.3.1.3 Longitud de trazo según visión.

En la **Tabla 19** se presentan los parámetros descriptivos de la variable “*Longitud de trazo*” para las **dos condiciones de visión**: ojos abiertos y ojos cerrados, habiendo agrupado los datos de descalzo, plantilla blanda y plantilla dura. Se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos para las dos condiciones, obteniendo en media niveles superiores los pacientes amputados respecto a los controles.

De forma estadísticamente significativa, se observan diferencias entre las dos condiciones de visión en ambos grupos de estudio, presentando mayor estabilidad (menor longitud del trazo) con ojos abiertos.

Tabla 19. Longitud de trazo según grupo de estudio y condición de visión.

	Controles	Amputados	Diferencia	Sig. ¹ (p)
Ojos abiertos				
	67,9 (23,1)	121,0 (55,9)	53,1 (12,1)	<0,001
Ojos cerrados				
	94,1 (41,0)	265,2 (153,5)	171,1 (31,8)	<0,001
Sig². (p)	<0,001	<0,001		
Media (desviación típica). ¹ Prueba de Mann-Whitney. ² Prueba de Wilcoxon.				

En la **Figura 25** se comprueba de forma gráfica lo comentado en el análisis numérico en cada uno de los grupos a estudio.

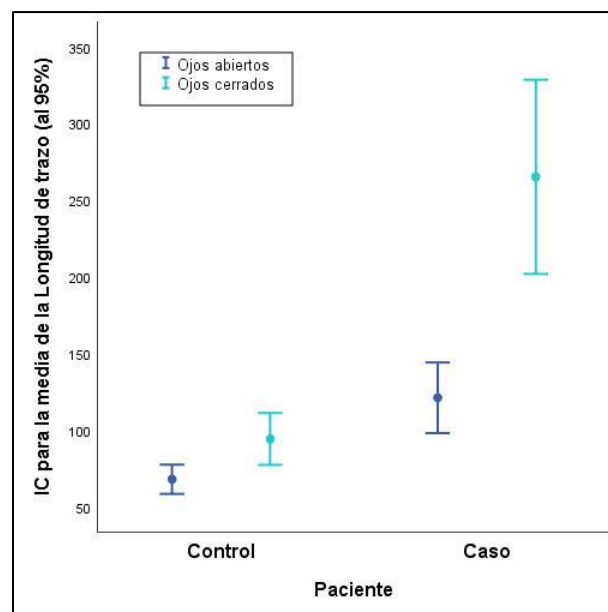


Figura 25. Longitud de trazo según grupo de estudio y condición de visión.

9.3.1.4 Longitud de trazo en sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral con respecto a la población sana.

Los análisis anteriores han mostrado mayor longitud de trazo media en los pacientes amputados respecto a los controles, reflejando así menor estabilidad en los sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral. Considerando las mediciones del estudio como independientes, se realizan varios modelos de regresión lineal para poder cuantificar esta diferencia entre ambos grupos, y valorar de forma precisa la estabilidad en sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral en estática con plantillas de diferente dureza con respecto a la población sana en términos de longitud de trazo.

El hecho de ser paciente aumenta en media 112,1 la longitud de trazo ($\beta=112,1$, $EE=12,2$), sin tener en cuenta las condiciones de soporte o visión, ni las características sociodemográficas de los participantes. Habiendo ajustado por todas las variables disponibles, ser paciente supone en promedio un aumento en la longitud de trazo de 105,6 unidades ($\beta=105,6$, $EE=11,2$), si el resto de variables se mantienen constantes. Los parámetros para este último modelo multivariante que incluye las variables secundarias con significación estadística, se presentan en la **Tabla 20**.

La ecuación de Longitud de trazo quedaría de la siguiente forma:

$$\text{Longitud de trazo} = 95,6 + 105,6 \text{ Paciente} - 85,2 \text{ Abiertos} - 18,0 \text{ Descalzo} - 33,0 \text{ Plantilla dura} + 1,2 \text{ Edad}$$

Tabla 20. Modelo de regresión lineal múltiple según longitud de trazo.

	β	EE (β)	Sig.(p)	IC 95% (β)	
Constante	95,6	20,9	0,000	54,5	136,8
Paciente vs control	105,6	11,2	0,000	83,5	127,7
Ojos abiertos vs cerrados	-85,2	11,0	0,000	-106,8	-63,7
Descalzo vs blanda ^a	-18,0	13,4	0,182	-44,4	8,4
Dura vs blanda	-33,0	13,4	0,014	-59,4	-6,6
Edad	1,2	0,4	0,008	0,3	2,0
β : coeficiente no estandarizado. EE: Error típico. IC95%: Intervalo de confianza al 95% ^a Pese a no ser estadísticamente significativa se mantiene en el modelo porque junto con <i>Descalzo vs blanda</i> evalúa el soporte.					

El modelo anterior confirma que plantilla dura es el soporte que menor longitud de trazo alcanza en media, considerando constantes el resto de variables. Partiendo de la condición de plantilla blanda, la longitud de trazo disminuye en media 18,0 unidades cuando se mide con el paciente descalzo, y disminuye en 33,0 unidades cuando se trabaja con plantilla dura. Plantilla dura, descalzo y plantilla blanda sería el orden de los tres soportes de mayor a menor estabilidad.

También se confirma la mayor estabilidad que aporta tener los ojos abiertos respecto a tenerlos cerrados, la longitud de trazo disminuye en 85,2 unidades en media cuando se mide con ojos abiertos respecto a ojos cerrados, manteniendo constantes el resto de variables.

Destacar también la influencia de la edad que queda reflejada en la **Tabla 20**, al aumentar la edad en un año, la longitud de trazo aumenta en media 1,2 unidades si el resto de variables se mantienen constantes.

9.3.2 Velocidad lateral

9.3.2.1 Velocidad lateral según soporte y visión

En la **Tabla 21** se muestran los parámetros descriptivos de la variable “*Velocidad lateral*” para las seis situaciones evaluadas, se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos para todas ellas, obteniendo en media niveles superiores los pacientes amputados respecto a los controles.

Tanto para pacientes amputados como para controles se observan diferencias estadísticamente significativas en cuanto al valor medio de velocidad lateral entre las seis condiciones a estudio (**Tabla 21**). En el grupo de amputados se ordenan las seis condiciones de la siguiente forma, de menor a mayor velocidad lateral media, es decir, de mayor a menor estabilidad: plantilla dura ojos abiertos, descalzo ojos abiertos, plantilla blanda ojos abiertos, plantilla dura ojos cerrados, descalzo ojos cerrados, plantilla blanda ojos cerrados. El orden no es exactamente el mismo en el grupo de controles.

Tabla 21. Velocidad lateral según grupo de estudio y situación.

	Controles	Amputados	Diferencia	Sig. ¹ (p)
Descalzo				
Ojos abiertos	1,4 (0,5)	2,7 (0,9)	1,3 (0,2)	<0,001
Ojos cerrados	1,7 (0,5)	5,6 (3,3)	3,9 (0,7)	<0,001
Plantilla blanda				
Ojos abiertos	1,7 (0,5)	2,8 (1,4)	1,1 (0,3)	<0,001
Ojos cerrados	2,4 (1,3)	6,1 (3,5)	3,7 (0,7)	<0,001
Plantilla dura				
Ojos abiertos	1,2 (0,6)	2,6 (1,7)	1,4 (0,4)	<0,001
Ojos cerrados	1,6 (0,7)	4,9 (2,8)	3,3 (0,6)	<0,001
Sig² (p)	<0,001	<0,001		
Media (desviación típica). ¹ Prueba de Mann-Whitney. ² Prueba de Friedman.				

En la **Tabla 22** se muestran los p valores para cada una de las comparaciones dos a dos. Las diferencias son estadísticamente significativas al comparar ojos abiertos vs ojos cerrados para los tres soportes (descalzo, plantilla blanda, plantilla dura) en los pacientes amputados y en los controles.

Además, en el grupo control, cabe destacar las diferencias significativas ($p < 0,05$) entre plantilla dura y plantilla blanda, con independencia de la condición de visión.

Tabla 22. Velocidad lateral según situación y grupo de estudio (diagonal superior amputados-diagonal inferior controles). Comparaciones dos a dos.

Velocidad lateral	Descalzo Ojos abiertos	Descalzo Ojos cerrados	Pl. Blanda Ojos abiertos	Pl. Blanda Ojos cerrados	Pl. Dura Ojos abiertos	Pl. Dura Ojos cerrados
Descalzo Ojos abiertos		<0,001	0,954	<0,001	0,041	<0,001
Descalzo Ojos cerrados	<0,001		<0,001	0,581	<0,001	0,093
Pl. Blanda Ojos abiertos	0,001	0,819		<0,001	0,100	<0,001
Pl. Blanda Ojos cerrados	<0,001	<0,001	<0,001		<0,001	0,003
Pl. Dura Ojos abiertos	0,026	<0,001	<0,001	<0,001		<0,001
Pl. Dura Ojos cerrados	0,211	0,106	0,072	<0,001	<0,001	

9.3.2.2 Velocidad lateral según soporte

En la **Tabla 23** se presentan los parámetros descriptivos de la variable “*Velocidad lateral*” para los tres soportes: descalzo, plantilla blanda y plantilla dura, habiendo agrupado los datos de ojos abiertos y ojos cerrados. Se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos para los tres casos, obteniendo en media niveles superiores los pacientes amputados respecto a los controles.

De forma estadísticamente significativa, se observan diferencias entre los tres soportes en el grupo control, presentando mayor estabilidad (menor velocidad lateral) con plantilla dura. Plantilla dura, descalzo y plantilla blanda sería el orden de los tres soportes de mayor a menor estabilidad para controles, las tres situaciones muestran diferencias estadísticamente significativas en las comparaciones dos a dos (**Tabla 24**). En el grupo de amputados la plantilla dura obtiene valores de velocidad lateral significativamente inferiores a plantilla blanda ($p=0,005$).

Aunque el valor medio de la velocidad lateral presenta la misma tendencia en pacientes amputados, no hay diferencias significativas entre los tres tipos de apoyo en este grupo.

Tabla 23. Velocidad lateral según grupo de estudio y soporte.

	Controles	Amputados	Diferencia	Sig. ¹ (p)
Descalzo				
	1,6 (0,5)	4,2 (1,9)	2,6 (0,4)	<0,001
Plantilla blanda				
	2,1 (0,9)	4,4 (2,3)	2,4 (0,5)	<0,001
Plantilla dura				
	1,4 (0,6)	3,8 (2,1)	2,4 (0,4)	<0,001
Sig². (p)	<0,001	0,125		

Media (desviación típica). ¹ Prueba de Mann-Whitney. ² Prueba de Friedman.

Test de Wilcoxon

Tabla 24. Velocidad lateral según soporte y grupo de estudio (diagonal superior amputados-diagonal inferior controles9. Comparaciones dos a dos.

Velocidad lateral	Descalzo	Plantilla blanda	Plantilla dura
Descalzo		0,830	0,069
Plantilla blanda	<0,001		0,005
Plantilla dura	0,036	<0,001	

En el siguiente gráfico (**Figura 26**) se comprueba lo comentado en el análisis numérico en cada uno de los grupos experimentales.

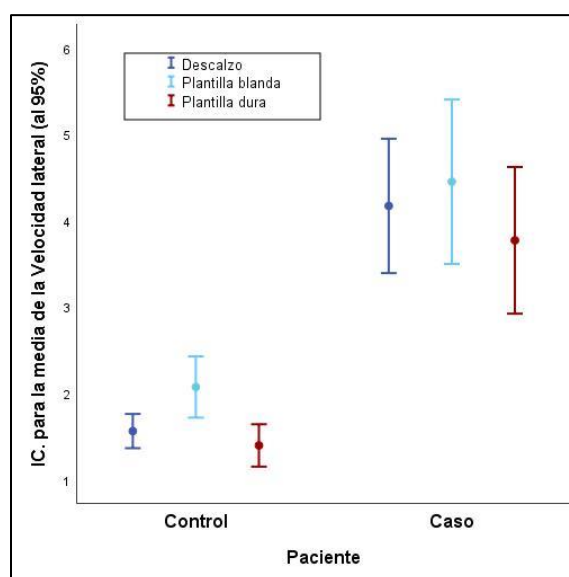


Figura 26. Velocidad lateral según grupo de estudio y soporte.

9.3.2.3 Velocidad lateral según visión.

En la **Tabla 25** se presentan los parámetros descriptivos de la variable “*Velocidad lateral*” para las dos condiciones de visión: ojos abiertos y ojos cerrado, habiendo agrupado los datos de descalzo, plantilla blanda y plantilla dura. Se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos para los dos casos, obteniendo en media niveles superiores los pacientes amputados respecto a los controles.

De forma estadísticamente significativa, se observan diferencias entre las dos condiciones de visión en ambos grupos de estudio, presentando mayor estabilidad (menor velocidad lateral) con ojos abiertos.

Tabla 25. Velocidad lateral según grupo de estudio y condición de visión.

	Controles	Amputados	Diferencia	Sig. ¹ (p)
Ojos abiertos				
	1,4 (0,5)	2,7 (1,2)	1,3 (0,3)	<0,001
Ojos cerrados				
	1,9 (0,8)	5,5 (3,0)	3,6 (0,6)	<0,001
Sig². (p)	<0,001	<0,001		
Media (desviación típica). ¹ Prueba de Mann-Whitney. ² Prueba de Wilcoxon.				

En el siguiente gráfico se presenta lo comentado en el análisis numérico en cada uno de los grupos experimentales (**Figura 27**).

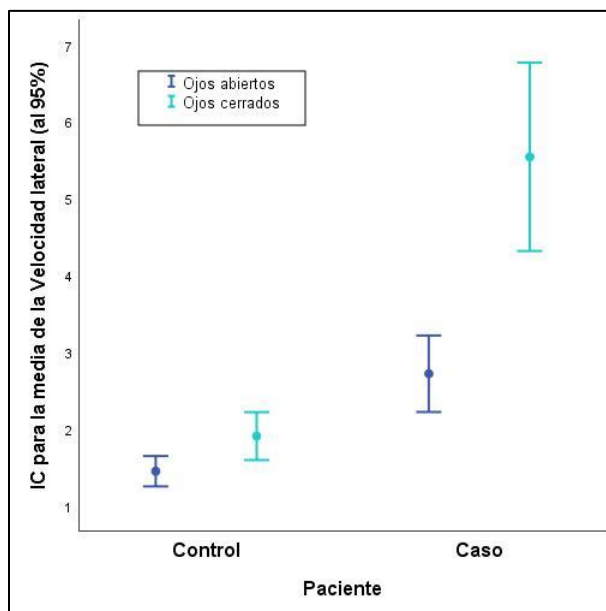


Figura 27. Velocidad lateral según grupo de estudio y condición de visión.

9.3.2.4 Velocidad lateral en sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral con respecto a la población sana.

Los análisis anteriores han mostrado mayor velocidad lateral media en los pacientes amputados respecto a los controles, reflejando así menor estabilidad en los sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral. Considerando las mediciones del estudio como independientes, se realizan varios modelos de regresión lineal para poder cuantificar esta diferencia entre ambos grupos, y valorar de forma precisa la estabilidad en sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral en estática con plantillas de diferente dureza con respecto a la población sana en términos de velocidad lateral.

El hecho de ser paciente aumenta en media 2,5 la velocidad alteral ($\beta=2,5$, $EE=0,2$), sin tener en cuenta las condiciones de soporte o visión, ni las características sociodemográficas de los participantes. Habiendo ajustado por todas las variables disponibles, ser paciente supone en promedio un aumento en la velocidad lateral de 2,3 unidades, si el resto de variables se mantienen constantes. Los parámetros para este último modelo multivariante que incluye las variables secundarias con significación estadística, se presentan en la **Tabla 26**.

La ecuación de Velocidad lateral quedaría de la siguiente forma:

$$\text{Velocidad lateral} = 2,0 + 2,3 \text{ Paciente} - 1,6 \text{ Abiertos} - 0,4 \text{ Descalzo} - 0,7 \text{ Plantilla dura} + 0,02 \text{ Edad}$$

Tabla 26. Modelo de regresión lineal múltiple para velocidad lateral.

	β	EE (β)	Sig.(p)	IC 95% (β)	
Constante	2,0	0,4	0,000	1,2	2,8
Paciente vs control	2,3	0,2	0,000	1,9	2,8
Ojos abiertos vs cerrados	-1,6	0,2	0,000	-2,1	-1,2
Descalzo vs blanda ^a	-0,4	0,3	0,138	-0,9	0,1
Dura vs blanda	-0,7	0,3	0,011	-1,2	-0,2
Edad	0,02	0,01	0,009	0,01	0,04
β : coeficiente no estandarizado. EE: Error típico. IC95%: Intervalo de confianza al 95% ^a Pese a no ser estadísticamente significativa se mantiene en el modelo porque junto con <i>Descalzo vs blanda</i> evalúa el soporte.					

El modelo anterior confirma que plantilla dura es el soporte que menor velocidad lateral alcanza en media, considerando constantes el resto de variables. Partiendo de la condición de plantilla blanda, la velocidad lateral disminuye en media 0,4 unidades cuando se mide con el paciente descalzo, y disminuye en 0,7 unidades cuando se trabaja con plantilla dura. Plantilla dura, descalzo y plantilla blanda sería el orden de los tres soportes de mayor a menor estabilidad en términos de velocidad lateral.

También se confirma la mayor estabilidad que aporta tener los ojos abiertos respecto a tenerlos cerrados, la velocidad lateral disminuye en 1,6 unidades en media cuando se mide con ojos abiertos respecto a ojos cerrados, manteniendo constantes el resto de variables.

Destacar también la influencia de la edad que queda reflejada en la **Tabla 26**, al aumentar la edad en un año, la velocidad lateral aumenta en media 0,02 unidades si el resto de variables se mantienen constantes.

9.3.3 Velocidad anterior.

9.3.3.1 Velocidad anterior según soporte y visión

En la **Tabla 27** se muestran los parámetros descriptivos de la variable “*Velocidad anterior*” para las seis situaciones evaluadas, se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos para todas ellas, obteniendo en media niveles superiores los pacientes amputados respecto a los controles.

Tanto para pacientes amputados como para controles se observan diferencias estadísticamente significativas entre las seis condiciones a estudio (**Tabla 27**). En los dos grupos se ordenan las seis condiciones de la misma forma en cuanto a velocidad anterior media se refiere, de menor a mayor velocidad anterior (de mayor a menor estabilidad): plantilla dura ojos abiertos, descalzo ojos abiertos, plantilla blanda ojos abiertos, plantilla dura ojos cerrados, descalzo ojos cerrados, plantilla blanda ojos cerrados.

Tabla 27. Velocidad anterior según grupo de estudio y situación.

	Controles	Amputados	Diferencia	Sig. ¹ (p)
Descalzo				
Ojos abiertos	1,4 (0,5)	2,5 (1,1)	1,1 (0,2)	<0,001
Ojos cerrados	1,9 (0,8)	6,1 (4,5)	4,2 (0,9)	<0,001
Plantilla blanda				
Ojos abiertos	1,7 (0,7)	2,6 (1,4)	0,8 (0,3)	0,003
Ojos cerrados	2,5 (1,4)	6,3 (3,9)	3,8 (0,8)	<0,001
Plantilla dura				
Ojos abiertos	1,3 (0,5)	2,4 (1,5)	1,1 (0,3)	<0,001
Ojos cerrados	1,9 (1,0)	4,9 (3,1)	3,0 (0,7)	<0,001
Sig² (p)	<0,001	<0,001		
Media (desviación típica). ¹ Prueba de Mann-Whitney. ² Prueba de Friedman.				

En la **Tabla 28** se muestran los p valores para cada una de las comparaciones dos a dos. Las diferencias son estadísticamente significativas al comparar ojos abiertos vs ojos cerrados para los tres soportes (descalzo, plantilla blanda, plantilla dura) en ambos grupos. Además, en el grupo control, cabe destacar las diferencias significativas ($p < 0,05$) entre plantilla dura y plantilla blanda, con independencia de la condición de visión. En el grupo de pacientes, plantilla dura muestra diferencias significativas con descalzo y plantilla blanda con ojos abiertos.

Tabla 28. Velocidad anterior según situación y grupo de estudio (diagonal superior amputados-diagonal inferior controles). Comparaciones dos a dos.

Velocidad anterior	Descalzo Ojos abiertos	Descalzo Ojos cerrados	Pl. Blanda Ojos abiertos	Pl. Blanda Ojos cerrados	Pl. Dura Ojos abiertos	Pl. Dura Ojos cerrados
Descalzo Ojos abiertos		<0,001	0,638	<0,001	0,183	<0,001
Descalzo Ojos cerrados	<0,001		<0,001	0,757	<0,001	0,027
Pl. Blanda Ojos abiertos	<0,001	0,014		<0,001	0,170	<0,001
Pl. Blanda Ojos cerrados	<0,001	<0,001	<0,001		<0,001	0,001
Pl. Dura Ojos abiertos	0,075	<0,001	<0,001	<0,001		<0,001
Pl. Dura Ojos cerrados	0,001	0,338	0,407	<0,001	<0,001	

9.3.3.2 Velocidad anterior según soporte

En la **Tabla 29** se presentan los parámetros descriptivos de la variable “*Velocidad anterior*” para los tres soportes: descalzo, plantilla blanda y plantilla dura, habiendo agrupado los datos de ojos abiertos y ojos cerrados. Se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos para los tres casos, obteniendo en media niveles superiores los pacientes amputados respecto a los controles.

De forma estadísticamente significativa, se observan diferencias entre los tres soportes en ambos grupos de estudio, presentando mayor estabilidad (menor velocidad anterior) con plantilla dura. Plantilla dura, descalzo y plantilla blanda sería el orden de los tres soportes de mayor a menor estabilidad.

Tabla 29. Velocidad anterior según grupo de estudio y soporte.

	Controles	Amputados	Diferencia	Sig. ² (p)
Descalzo				
	1,6 (0,7)	4,3 (2,6)	2,6 (0,5)	<0,001
Plantilla blanda				
	2,1 (1,0)	4,5 (2,4)	2,3 (0,5)	<0,001
Plantilla dura				
	1,6 (0,7)	3,6 (2,1)	2,1 (0,4)	<0,001
Sig¹. (p)	<0,001	0,013		
Media (desviación típica). ¹ Prueba de Friedman ² Prueba de Mann-Whitney.				

En el grupo de amputados la plantilla dura obtienen valores de velocidad anterior significativamente inferiores a descalzo ($p=0,012$) y plantilla blanda ($p=0,001$) pero no se observan diferencias entre descalzo y plantilla blanda ($p=0,914$). En el grupo control es diferente, la plantilla dura no muestra valores significativamente inferiores a descalzo ($p=0,158$) pero sí existen diferencias entre descalzo y plantilla blanda ($p<0,001$) y entre plantilla dura y plantilla blanda ($p<0,001$). Los p valores de las comparaciones dos a dos se muestran en la **Tabla 30**.

Tabla 30. Velocidad anterior según soporte y grupo de estudio (diagonal superior amputados-diagonal inferior controles). Comparaciones dos a dos.

Velocidad anterior	Descalzo	Plantilla blanda	Plantilla dura
Descalzo		0,914	0,012
Plantilla blanda	<0,001		0,001
Plantilla dura	0,158	<0,001	

En la **Figura 28** se comprueba de forma gráfica lo comentado en el análisis numérico en cada uno de los grupos experimentales.

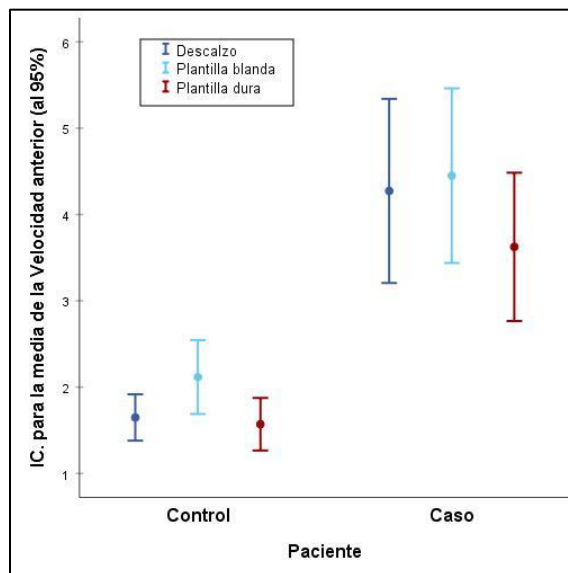


Figura 28. Velocidad anterior según grupo de estudio y soporte.

9.3.3.3 Velocidad anterior según visión.

En la **Tabla 31** se presentan los parámetros descriptivos de la variable “*Velocidad anterior*” para las dos condiciones de visión: ojos abiertos y ojos cerrado, habiendo agrupado los datos de descalzo, plantilla blanda y plantilla dura. Se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos para los dos casos, obteniendo en media niveles superiores los pacientes amputados respecto a los controles.

De forma estadísticamente significativa, se observan diferencias entre las dos condiciones de visión en ambos grupos de estudio, presentando mayor estabilidad (menor velocidad anterior) con ojos abiertos ($p < 0,05$).

Tabla 31. Velocidad según grupo de estudio y condición de visión.

	Controles	Amputados	Diferencia	Sig. ² (p)
Ojos abiertos				
	1,5 (0,6)	2,5 (1,2)	1,0 (0,3)	<0,001
Ojos cerrados				
	2,1 (1,0)	5,8 (3,6)	3,7 (0,8)	<0,001
Sig¹. (p)	<0,001	<0,001		
Media (desviación típica). ¹ Prueba de Wilcoxon. ² Prueba de Mann-Whitney.				

En el siguiente gráfico (**Figura 29**) se comprueba lo comentado en el análisis numérico en cada uno de los grupos experimentales.

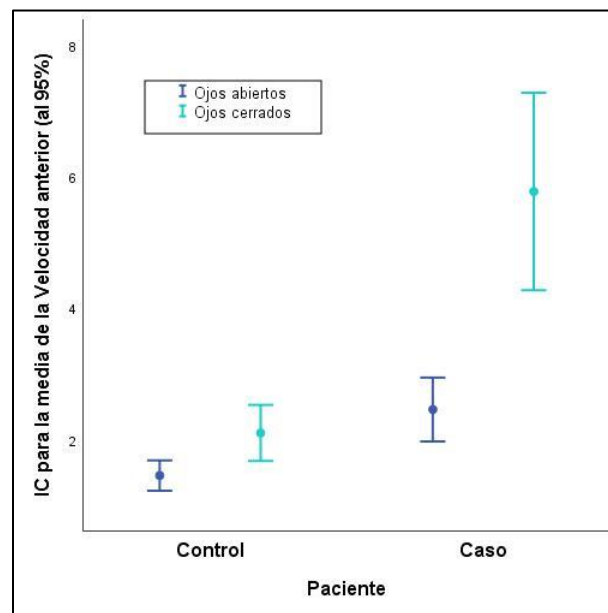


Figura 29. velocidad anterior según grupo de estudio y condición de visión.

9.3.3.4 Velocidad anterior en sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral con respecto a la población sana.

Los análisis anteriores han mostrado mayor velocidad anterior media en los pacientes amputados respecto a los controles, reflejando así menor estabilidad en los sujetos

protetizados con amputación transtibial unilateral. Considerando las mediciones del estudio como independientes, se realizan varios modelos de regresión lineal para poder cuantificar esta diferencia entre ambos grupos, y valorar de forma precisa la estabilidad en sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral en estática con plantillas de diferente dureza con respecto a la población sana en términos de velocidad anterior.

El hecho de ser paciente aumenta en media 2,3 la velocidad anterior ($\beta=2,3$, $EE=0,3$), sin tener en cuenta las condiciones de soporte o visión, ni las características sociodemográficas de los participantes. Habiendo ajustado por todas las variables disponibles, ser paciente supone en promedio un aumento en la velocidad anterior de 2,2 unidades, si el resto de variables se mantienen constantes. Los parámetros para este último modelo multivariante que incluye las variables secundarias con significación estadística, se presentan en la **Tabla 32**.

La ecuación de Velocidad anterior quedaría de la siguiente forma:

$$\text{Velocidad anterior} = 2,1 + 2,2 \text{ Paciente} - 2,0 \text{ Abiertos} - 0,3 \text{ Descalzo} - 0,7 \text{ Plantilla dura} + 0,03 \text{ Edad}$$

Tabla 32. Modelo de regresión lineal múltiple para velocidad anterior.

	β	EE (β)	Sig.(p)	IC 95% (β)	
Constante	2,1	0,5	0,000	1,1	3,0
Paciente vs control	2,2	0,3	0,000	1,7	2,7
Ojos abiertos vs cerrados	-2,0	0,3	0,000	-2,5	-1,5
Descalzo vs blanda ^a	-0,3	0,3	0,304	-0,9	0,3
Dura vs blanda	-0,7	0,3	0,029	-1,3	-0,1
Edad	0,03	0,01	0,008	0,01	0,05
β : coeficiente no estandarizado. EE: Error típico. IC95%: Intervalo de confianza al 95% ^a Pese a no ser estadísticamente significativa se mantiene en el modelo porque junto con <i>Descalzo vs blanda</i> evalúa el soporte.					

El modelo anterior confirma que plantilla dura es el soporte que menor velocidad anterior alcanza en media, considerando constantes el resto de variables. Partiendo de la condición de plantilla blanda, la velocidad anterior disminuye en media 0,3 unidades cuando se mide con el paciente descalzo, y disminuye en 0,7 unidades cuando se trabaja con plantilla dura. Plantilla dura, descalzo y plantilla blanda sería el orden de los tres soportes de mayor a menor estabilidad.

También se confirma la mayor estabilidad que aporta tener los ojos abiertos respecto a tenerlos cerrados, la velocidad anterior disminuye en 2 unidades en media cuando se mide con ojos abiertos respecto a ojos cerrados, manteniendo constantes el resto de variables.

Destacar también la influencia de la edad que queda reflejada en la **Tabla 32**, al aumentar la edad en un año, la velocidad anterior aumenta en media 0,03 unidades si el resto de variables se mantienen constantes.

9.4 Resultados Autoestima, Imagen Corporal y Calidad de Vida.

9.4.1 Autoestima

Cuestionario Rosenberg

Los pacientes amputados obtienen una puntuación media inferior en la escala de Autoestima de Rosenberg en comparación con los controles ($34,44 \pm 4,61$ vs $36,04 \pm 3,63$), sin embargo, no hay diferencias estadísticamente significativas según el test de T de Student ($p=0,179$). El 88,0% de los pacientes amputados (22/25) y el 96,0% de los controles (24/25) tienen autoestima elevada (Rosenberg de 30 a 40 puntos). **Figura 30.**

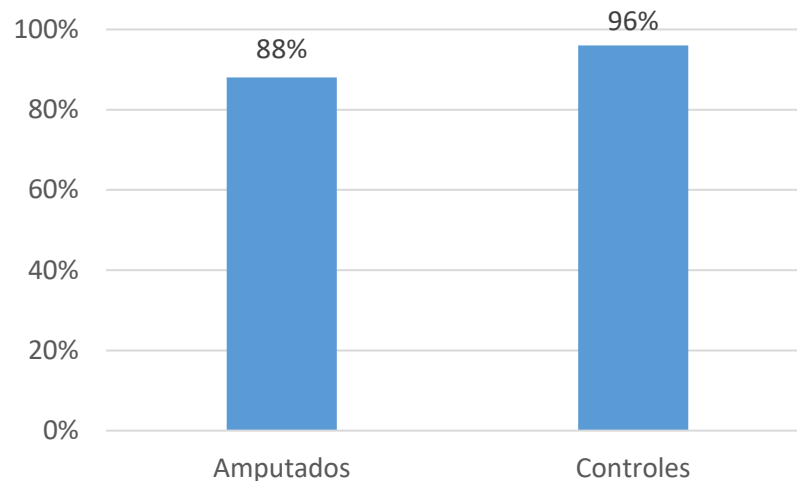


Figura 30. Participantes con autoestima elevada según la escala de Autoestima Rosenberg ($p=0,609$).

9.4.2 Imagen corporal

Los pacientes amputados presentan una puntuación media significativamente inferior ($p=0,002$) en el cuestionario de imagen corporal MBSRQ, $2,64\pm0,49$ frente a $3,16\pm0,55$ en los controles.

En cuanto a las subescalas, los pacientes amputados también presentan niveles medios inferiores en Importancia subjetiva de la corporalidad (ISC), Conductas orientadas a mantener la forma física (COMF), Atractivo Físico Autoevaluado (AFA) y Cuidado del Aspecto Físico (CAF), tal y como se muestra en la **Tabla 33**.

Tabla 33. Subescalas Rosenberg (media \pm DE).

Subescala	Amputados	Controles	p valor*
ISC	$2,64\pm0,49$	$3,08\pm0,57$	0,008
COMF	$2,72\pm0,89$	$3,40\pm0,82$	0,012
AFA	$2,44\pm0,92$	$3,52\pm0,96$	<0,001
CAF	$3,00\pm0,87$	$3,44\pm0,71$	0,050

*Test de U de Mann-Whitney

Se representan las puntuaciones de forma gráfica en la **Figura 31**.

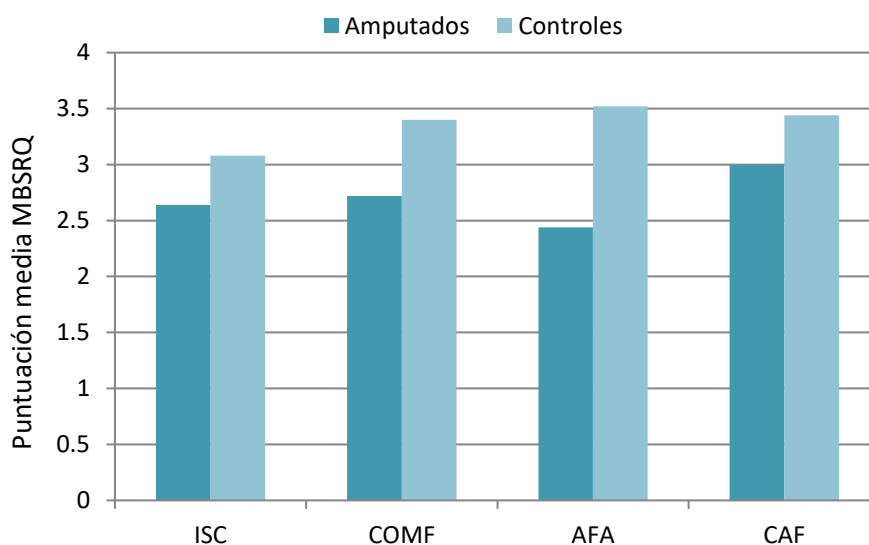


Figura 31. Cuestionario MBSRQ (media \pm DE).

9.4.3 Calidad de vida

Los pacientes amputados presentan niveles medios inferiores respecto a los controles en el cuestionario SF-36 de calidad de vida, en todas las subescalas, y tanto en el componente físico resumen como en el mental, aunque la diferencia no resulta estadísticamente significativa en este último (**Tabla 34**). Se representan las puntuaciones de forma gráfica en la **Figura 32**.

Tabla 34. Cuestionario SF-36 (media±DE).

Escala	Amputados	Controles	p valor
Función física	40,44±8,19	56,36±1,80	<0,001*
Rol físico	46,40±9,10	55,40±3,70	<0,001*
Dolor corporal	48,36±10,02	57,16±7,98	0,001*
Salud general	49,64±8,87	60,64±4,83	<0,001**
Vitalidad	53,32±6,60	60,88±6,90	<0,001**
Función social	49,60±8,91	55,00±4,33	0,008*
Rol emocional	46,04±10,40	53,56±4,27	0,004*
Salud mental	51,68±8,18	56,64±6,98	0,025**
Componente Físico	44,48±7,84	57,48±3,48	<0,001**
Componente Mental	52,52±7,74	55,52±6,16	0,136**

*Test U de Mann-Whitney **Test T de Student

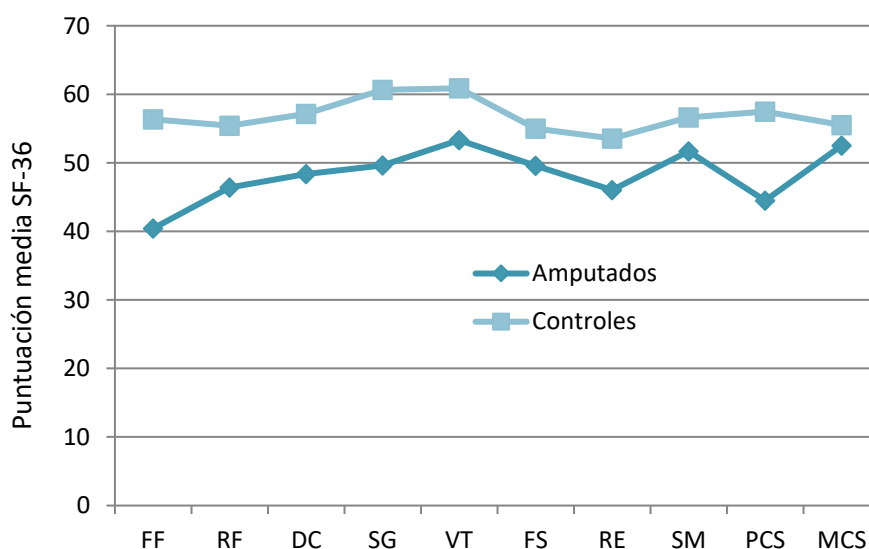


Figura 32. Cuestionario SF-36 (media± DE).

9.4.4 Correlación entre la imagen corporal (MBSRQ), Autoestima de Rosenberg (RSE) y calidad de vida (SF-36).

En nuestra muestra, se observa entre las tres escalas una correlación positiva (baja o moderada) estadísticamente significativa. Se aportan los datos en la **Tabla 35**.

Tabla 35. Coeficiente de correlación de Spearman (p valor).

	Rosenberg	MBSRQ	PCS SF36
MBSRQ	0,417 (0,003)		
PCS SF36	0,388 (0,005)	0,539 (0,000)	
MCS SF36	0,355 (0,011)	0,334 (0,018)	0,298 (0,035)

9.4.5 Factores asociados a la calidad de vida (SF-36), imagen corporal y autoestima.

Se evalúa la influencia de las variables demográficas en la CdV, IC y AE en los participantes amputados. Para todos los factores evaluados, las mujeres presentan de media un nivel superior (**Figura 33**), aunque la diferencia entre los grupos no alcanza la significación estadística en ninguno de los casos. En relación a la edad, destaca el factor “conductas orientadas a mantener la forma física” del Cuestionario Imagen Corporal MBSRQ, que se relaciona de forma significativa con la edad, a mayor edad menor puntuación en este factor. Coeficiente de correlación de Spearman -0.477 (p valor=0.016).

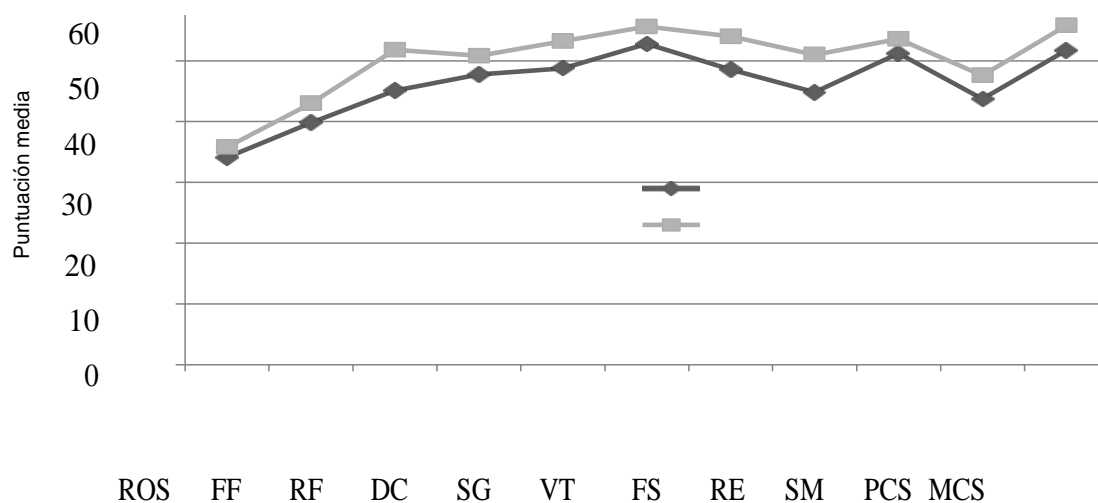


Figura 33. Cuestionario Rosenberg Cuestionario SF-36 (media±DE).10. **Discusión**

10.1 Discusión EMG

En este estudio, se utilizó un modelo de mallas compresivas con electrodos textiles para la medición electromiográfica en cuádriceps e isquiotibiales y obtener las fuerzas generadas por los músculos del muslo durante la marcha. También examinó la eficacia de diferentes durezas de plantillas y situaciones de los pacientes (descalzos y calzados) en el registro de la actividad muscular del muslo a varias velocidades.

Este estudio llevado a la práctica implica un hallazgo sobre cómo la electromiografía puede llevarse a la práctica y la dinámica de una manera fácil incluyendo los electrodos textiles en una malla corta.

Una posible limitación de nuestro estudio podría ser que los pacientes no caminaron en el suelo debido a que queríamos valorar los registros con una velocidad constante que solamente podíamos conseguir en una cinta rodante.

Estudios realizados han demostrado que los patrones de EMG de los miembros inferiores y la cinemática puede ser diferente durante la caminata en cinta de correr en comparación a caminar en el suelo (271,272). En contraposición a estos, otros señalan que biomecánicamente la marcha en cinta rodante y marcha en el suelo es idéntica si la velocidad en la cinta es constante (273).

Kawashima et al. (274), en 2013, evaluaron la cinestesia del miembro fantasma de personas amputadas a través de electromiografía de superficie sobre los músculos del muñón, bajo la premisa de que el miembro amputado presentaba actividad de tipo eléctrica cuando la persona pensaba o evocaba un movimiento. En este estudio no se tomó como referencia la evaluación de la musculatura residual del muñón, sino que sólo se consideraron los músculos sanos: cuádriceps e isquiotibiales, que confieren estabilidad activa a la articulación de la rodilla en la posición unipodal.

Arifin et al. en 2014 (275), afirman que la pérdida de la articulación biológica del tobillo y la cantidad considerable de los músculos en el extremo distal de la pierna se asocia con la reducción de la propiocepción y ésta, a su vez, con la asimetría en la carga de peso, la movilidad, el equilibrio y la confianza de los amputados.

Los resultados de nuestro estudio revelan que en la población sana sus grupos musculares no muestran diferencias estadísticamente significativas, independientemente del soporte y de la velocidad, sin embargo, los pacientes amputados, ante determinadas situaciones de soporte o velocidad (soporte más inestable o mayor velocidad) presentan diferencias en cuanto a actividad muscular en cuádriceps.

En el grupo de amputados se comprueba que hay seis situaciones experimentales en las que se obtienen diferencias significativas entre la pierna amputada y la pierna no amputada. Todas ellas en los cuádriceps; en paciente descalzo, en la velocidad 4; en paciente con plantilla blanda en velocidades 2,3 y 4 y con plantilla dura en velocidad 4.

En el análisis “Inter”; es decir, comparar la pierna derecha del sujeto Control con la pierna amputada del paciente Caso, con las cuatro plantillas, las cuatro velocidades y las dos partes de la pierna se comprueba que hay ocho situaciones experimentales en las que se obtienen diferencias significativas entre la pierna del paciente amputado y la pierna del paciente sano todas ellas en los cuádriceps y todas ellas en las velocidades 3 y 4; independientemente de la plantilla empleada (porque ocurre lo mismo en los cuatro tipos de apoyo). En el grupo muscular de isquiotibiales no se observan diferencias estadísticamente significativas.

Independientemente del soporte (descalzo, sin plantilla, plantilla blanda o plantilla dura) y del grupo muscular (cuádriceps o isquiotibial), la EMG en nuestro estudio se ve alterada de forma significativa según velocidad de la marcha, a mayor velocidad mayor actividad muscular tanto para pacientes como para controles.

No se observa influencia del soporte utilizado para las velocidades más bajas (V1, V2 y V3), sin embargo, en la velocidad 4 influye de forma significativa en el grupo muscular isquiotibial, tanto para casos como para controles.

Estudios previos han informado diferencias en los patrones de activación del músculo de la rodilla de los amputados transtibiales en comparación con los sujetos control, específicamente en la cantidad de co-contracción (91,111,113,119).

Otros estudios demuestran mayor intensidad de EMG para todos los músculos probados en el grupo de amputados transtibiales sobre el grupo control, encontrándose la mayor diferencia de intensidad en el semimembranoso y bíceps femoral (70,109,111,276).

Con base en teorías publicadas anteriormente, esto podría estar ocurriendo para proporcionar un efecto compensatorio de estabilización para absorber el choque extra durante el golpe de talón (118,277,278). El miembro protésico durante esta fase se está preparando para despegar y genera una menor cantidad de potencia de empuje (en comparación con los controles) debido a la naturaleza pasiva del pie protésico que resulta en un aterrizaje más brusco para la extremidad intacta (278).

La flexión plantar desde el talón hasta el contacto de apoyo medio normalmente es posible debido a la movilidad del tobillo humano. Sin embargo, los dispositivos protésicos generalmente no facilitan esta función, ya que no tienen una articulación rotacional del tobillo controlada de forma excéntrica (94,109,111).

Tras estudiar la marcha en el amputado observamos la necesidad de una mayor estabilidad ya que los amputados tienen una base de apoyo reducida tras el golpe de talón.

Nuestros resultados apoyan el uso de prótesis mioeléctricas para favorecer el avance de la robótica en prótesis de miembros inferiores y asegurar así una marcha lo más semejante al individuo con extremidad intacta, ayudando así a mejorar su calidad de vida.

10.2 Discusión estabilidad

La plataforma ofrece muchos parámetros para evaluar la estabilidad postural. Para el presente estudio se han evaluado los más utilizados en la literatura científica y que han mostrado mayor fiabilidad en diferentes grupos poblacionales (197,198).

Teniendo en cuenta las condiciones de soporte y visión, además de las características sociodemográficas de los participantes, los modelos de regresión generados confirman que de forma estadísticamente significativa, la estabilidad es menor en los sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral con respecto a la población sana en términos de longitud de trazo, velocidad lateral y velocidad anterior. Si el resto de variables se mantienen constantes, el hecho de ser caso (respecto a ser control) aumenta en media 105,6 unidades la longitud de trazo ($\beta=105,6$, IC95%:83,5-127,7), 2,3 unidades la velocidad lateral ($\beta=2,3$, IC95%:1,9-2,8) y 2,2 unidades la velocidad anterior ($\beta=2,2$, IC95%:1,7-2,7).

Teniendo en cuenta el parámetro “longitud de trazo” que proyecta en mm la amplitud del CDG, los pacientes amputados presentan menor estabilidad (niveles medios superiores) que los controles. Existen diferencias entre las situaciones propuestas (soporte y visión), obteniendo mayor estabilidad (menor longitud de trazo) con ojos abiertos respecto a cerrados, y con plantilla dura respecto a descalzo o plantilla blanda, tanto en pacientes amputados como en controles.

El mantenimiento postural se lleva a cabo por la interacción de un sistema continuo de aferencias y eferencias mediante un control fino que recoge las variaciones más insignificantes de las diferentes posiciones del cuerpo en relación a su entorno. Para dicho mantenimiento, este sistema de control postural, necesita la presencia de exocaptadores (como el ojo, oído y pie) y endocaptadores (propiocepción de los músculos del raquis, miembros inferiores, músculos oculomotores y/o articulación temporomandibular). Para mantener nuestro control postural en cualquier situación, estos sistemas deben integrarse y coordinarse de manera meticulosa (164).

Los amputados de miembro inferior en nuestro estudio presentan en situación estática mayores desplazamientos de su centro de gravedad que sujetos sin amputación, dependiendo en mayor medida de la información visual, datos que se equiparan a otros estudios realizados en 6 pacientes amputados y 6 controles en 2002 (168). En ellos, en

equilibrio estático, la estrategia de tobillo es la encargada de controlar los desplazamientos en el eje antero-posterior, modulando la cantidad de “torque” desarrollada por los flexores plantares y dorsales de tobillo. En los amputados de MI, la capacidad para utilizar una estrategia de tobillo está severamente afectada, lo que explicaría la inestabilidad que presentan en esa dirección (168).

Teniendo en cuenta el parámetro “velocidad lateral”, los pacientes amputados presentan menor estabilidad (niveles medios superiores) que los controles. En los pacientes amputados existen diferencias entre las dos condiciones de visión propuestas, obteniendo mayor estabilidad (menor velocidad lateral) con ojos abiertos respecto a cerrados, pero las diferencias según soporte no son significativas en este grupo en cuanto a velocidad lateral.

Teniendo en cuenta el parámetro “velocidad anterior”, los pacientes amputados presentan menor estabilidad (niveles medios superiores) que los controles. Existen diferencias entre las situaciones propuestas (soporte y visión), obteniendo mayor estabilidad (menor velocidad anterior) con ojos abiertos respecto a cerrados, y con plantilla dura respecto a descalzo o plantilla blanda, tanto pacientes amputados como controles.

Los resultados del presente estudio han demostrado que la amputación unilateral transtibial de miembro inferior es capaz de intervenir en las aferencias sensoriales y el sistema neuromuscular, disminuyendo el control de estabilidad y modificando los registros estabilométricos. Esto podría estar relacionado con un déficit en la función de soporte del peso corporal a nivel de la extremidad inferior protetizada.

Existen estudios que señalan que los sujetos con amputación transtibial unilateral tendrían serias dificultades para asumir la carga sobre la extremidad inferior protetizada como consecuencia de la inestabilidad articular que parece existir en los planos sagital y frontal, esencialmente a nivel de la articulación de la rodilla (227).

Estudios previos han descrito que los sujetos con amputación transtibial unilateral presentan dificultades para asumir la carga en su extremidad inferior protetizada ocasionadas por alteraciones en sus tejidos blandos que quedan afectados por la amputación (38,112,279). A pesar de la mejora de los componentes protésicos, los estudios más recientes siguen mostrando asimetrías en la carga entre ambas extremidades inferiores de los sujetos con amputación (279–281). Como consecuencia de esta asimetría, la extremidad inferior sana se somete continuamente a elevadas sollicitaciones mecánicas, que pueden desembocar en dolor o en degeneración del cartílago articular (282,283).

El sujeto al que se le ha amputado uno de los miembros inferiores pierde el soporte estático, la función del complejo articular así como la información sensorial tanto propioceptiva como exteroceptiva. Por todo ello, sufren alteraciones posturales y de la marcha (165–167).

Se han realizado estudios de la influencia del tipo de terreno en la marcha de pacientes con amputación de la extremidad inferior (172).

Arya, Less, Nirula y Klenerman (173) estudiaron con plataformas dinamométricas a tres varones amputados con edades comprendidas entre 43 y 47 años, para apreciar las características y evolución de la marcha en estos pacientes.

El sistema visual muestra una gran importancia en el control del equilibrio en todos los sujetos estudiados tanto amputados como pertenecientes al grupo control, pues en todas las variables y situaciones estudiadas se obtienen mejores resultados estabilométricos con ojos abiertos frente a ojos cerrados.

Existen estudios que afirman que es suficiente con que el sujeto cierre los párpados para que sus oscilaciones aumenten un 250% (151).

En el año 2000 (Fransson et al.) (284) concluyeron que todos los individuos cambian de táctica cuando cierran los ojos, siendo mucho menos preciso el control de las oscilaciones posturales. De igual modo, en nuestro estudio se puede comprobar un incremento de las oscilaciones posturales al eliminar la visión con los ojos cerrados.

Coincidiendo con nuestros resultados, Buckley JG. y O'Driscoll D BS.(168) afirman que los amputados de miembro inferior presentan en situación estática mayores desplazamientos de su centro de gravedad que sujetos sin amputación, dependiendo en mayor medida de la información visual. Los amputados tuvieron un mayor problema al controlar el equilibrio dinámico en la dirección antero-posterior que en la dirección mediolateral. Estos hallazgos resaltan la importancia del tobillo para mantener el equilibrio en situaciones que involucran movimientos del cuerpo en el plano sagital.

Se confirma una gran dependencia visual en el proceso de control de la estabilidad postural y el equilibrio, así como la existencia de diferencias en el control de la estabilidad en función del uso o no de diferentes soportes plantares.

Por lo tanto, al igual que Arifin et al.(275), los resultados obtenidos reconocen en la propiocepción una cualidad importante para mantener la estabilidad y la estrategia postural

dependiendo de las diferentes superficies de apoyo. También señalan que entre los problemas creadores de deficiencia en el control del equilibrio de los amputados se encuentran las entradas somatosensoriales distorsionadas. Mencionan, además, que la reducción de la propiocepción se asocia con la asimetría en la carga de peso y la disminución de la confianza de los amputados. En el presente estudio esto se refleja en la diferencia con ojos abiertos y cerrados sobre la plataforma de presiones para valorar la estabilidad. Arifin et al.(275) exponen que las superficies flexibles o inestables reducen la capacidad de detectar la orientación del cuerpo con precisión, lo que concuerda totalmente con los hallazgos presentados en nuestro estudio..

Sin embargo, otros estudios muestran resultados controvertidos en relación a la afluencia visual y estabilidad postural en amputados.

Fernie y Holling encontraron que la amputación por encima de la rodilla afecta al balanceo postural sólo en situación de ojos cerrados. Ellos también demostraron que el dominio postural de las personas con amputación por debajo de la rodilla era significativamente mayor tanto con ojos abiertos como cerrados que las personas amputadas sobre la rodilla (285).

Vittas and co. realizaron pruebas en 20 personas con amputación transtibial y concluyeron en que su estabilidad en el eje vertical era tan buena como el grupo de sujetos sanos (286). Estos resultados tan contradictorios entre los investigadores podrían deberse a los diferentes métodos usados para valorar la estabilidad.

En la bibliografía no se han encontrado trabajos en la misma línea que nuestro estudio donde además de anular la visión se estudie la influencia de diferentes densidades de soportes plantares y la influencia de éstos en la estabilidad del amputado por lo que tratamos de comprobar si la sensibilidad táctil en el pie tenía influencia en el mantenimiento de la estabilidad postural.

El grupo de la sensibilidad cutánea es heterogéneo debido a la diferente naturaleza de los receptores cutáneos y a las diferentes fibras nerviosas aferentes. A excepción de los nociceptores y los termorreceptores, la mayoría de las aferencias cutáneas corresponden a mecanorreceptores, que responden a la presión y las vibraciones, y se encuentran en relación con fibras aferentes mielínicas (fibras de velocidad de conducción rápidas) (287) .

Los mecanorreceptores se pueden clasificar en dos tipos: de adaptación rápida y de adaptación lenta. La piel posee dos tipos de mecanorreceptores de adaptación rápida: los

corpúsculos de Meissner y de Paccini. A los primeros también se les denomina táctiles y son de localización superficial (interviniendo en el tacto superficial y respondiendo a vibraciones de baja frecuencia). Por otro lado, los corpúsculos de Paccini se encuentran en la dermis profunda de la piel y responden rápidamente a sensaciones de presión profunda, vibración de alta frecuencia y estiramiento.

Así mismo encontramos dos tipos de mecanorreceptores de adaptación lenta: los discos de Merkel y los corpúsculos de Ruffini. El disco de Merkel se encuentra superficial en la epidermis de la piel y está implicado en el tacto superficial o discriminativo. A los corpúsculos de Ruffini se les considera una variante de los corpúsculos de Meissner, se localizan más profundamente y median sensaciones de tacto grosero y persistente (288) .

Las informaciones recogidas por los mecanorreceptores se transmiten por el sistema lemniscal medial viajando por las fibras aferentes mielínicas que ascienden por el cordón posterior ipsilateral de la médula espinal hasta el bulbo. En el bulbo, los axones de las neuronas bulbares se decusan para terminar en el tálamo del lado opuesto. Una vez en el tálamo, las neuronas sensitivas terciarias conducen la información a la circunvolución parietal ascendente, el área somatosensitiva (figura 38). Algunas fibras sensitivas de la vía lemniscal emiten fibras colaterales a la sustancia gris de la médula, la formación reticular o los núcleos del tronco cerebral, incluyendo los núcleos vestibulares (287,288) .

Los mecanorreceptores plantares, sobre todo los corpúsculos de Paccini, proporcionan información al SNC sobre la posición del cuerpo en relación al soporte y a la fuerza de la gravedad, permitiendo detectar las variaciones de la superficie de soporte y adaptar, en consecuencia, los reflejos de equilibración (287).

Como resultado debemos señalar que se demuestra que la plantilla blanda es la situación más inestable en el grupo de amputados y en el grupo de pacientes sanos, seguida de los pacientes descalzos y la situación de mayor estabilidad en ambos grupos se da sobre la plantilla rígida de PPT.

Cabe destacar la importancia del tamaño muestral en nuestro estudio (25 pacientes grupo amputados, 25 grupo control) frente a otros, lo que demuestra la fiabilidad en los resultados y la incorporación de nuevas líneas de investigación con rigidez en soporte plantar tanto en EMG como en estabilometría.

10.3 Discusión autoestima, imagen corporal y calidad de vida.

Los resultados de nuestro estudio destacan en relación al análisis de CdV con el cuestionario SF-36 que los pacientes amputados presentan niveles medios inferiores significativos respecto a los controles en todas las subescalas, FF, RF, DC, SG, VT, FS, RE y SM.

La CdV se ve disminuida en personas que presentan diversas afecciones musculoesqueléticas como lo demuestran las subescalas que representan cambios en el estado físico (por ejemplo, DC y FF) (289).

En nuestro estudio apoyando a estos resultados, la subescala con mayor diferencia es la que valora la FF.

También son inferiores en el resumen del componente físico (PCS) como en el mental (MCS), aunque la diferencia no resulta estadísticamente significativa en este último, datos que se equiparan a otros estudios (290). Estos estudios afirman que la CdV es inferior a la de la población no amputada y se ve influida por factores demográficos, clínicos y sociales (290).

Sin embargo, otro estudio realizado en 40 pacientes amputados vasculares geriátricos de por lo menos un año de evolución, concluye que estos pacientes tienden a valorar su situación positivamente, lo que sería motivo para hacer énfasis en su rehabilitación (291).

Los resultados de IC muestran que los pacientes amputados presentan una puntuación media significativamente inferior en el cuestionario de imagen corporal MBSRQ frente al grupo control, dato que resulta acorde con otros estudios publicados anteriormente (228,292).

En cuanto a las subescalas, los pacientes amputados también presentan niveles medios inferiores significativos en ISC, COMF, AFA y CAF.

Hay estudios que han encontrado una correlación positiva entre la IC y la actividad física usando el MBSRQ (207), indicando que amputados de miembros inferiores que realizaron actividades físicas regularmente tenían una IC más alta que los que no realizaban esta actividad.

Mayer et al. (292) se centraron en los cambios corporales y el uso de las prótesis que se percibe en el esquema corporal y la conciencia corporal. "El uso de una prótesis ayuda a mantener un esquema corporal en el amputado captando el miembro de la prótesis en su conciencia similar a su pierna intacta, pues aunque pueda ver la prótesis y sienta percepción de miembro fantasma su conciencia corporal pasado el tiempo al caminar no es consciente de la pérdida" (292).

Senra et al. llegaron a la conclusión de que "los cambios de auto-identidad después de una amputación de miembros inferiores van más allá de la imagen corporal del paciente y el funcionamiento, lo que afecta la conciencia del deterioro y cualquier proyección futura del paciente" (293).

La AE es un reflejo del valor de alguien. En nuestro estudio no hubo diferencias significativas en la escala de Autoestima de Rosenberg de los sujetos amputados en comparación con los controles, aunque éstos tuvieron una puntuación ligeramente superior. Holzer et al. demostraron en 2014 que la amputación de extremidad inferior no refleja diferencias significativas en la AE con respecto al grupo control (228), coincidiendo así con nuestros resultados.

En conclusión, este estudio muestra que las amputaciones de miembros inferiores influyen significativamente en la CdV, tanto en el PCS como en el MCS y en todas las subescalas (PF, RP, BP, GH, V, SF, RE, SM).

También los resultados arrojan que la amputación influye significativamente en la IC de los pacientes amputados transtibiales unilateralmente reflejándolo en las subescalas ISC, COMF, AFA y CAF.

La AE parece ser un aspecto que no está afectado significativamente por la amputación de miembros inferiores, aunque los pacientes amputados tuvieron una media inferior en la escala RSE en comparación con el grupo control.

Consideramos de gran importancia la evaluación de la CdV, IC y AE en los pacientes tras un proceso de amputación en miembros inferiores.

10.4 Limitaciones y posible sesgo del estudio

La validez del conocimiento derivado de cualquier estudio epidemiológico dependerá, en gran medida, de la ausencia de error y de la capacidad de estimar o predecir el parámetro verdadero en la población de estudio.

A lo largo del presente trabajo he encontrado dificultad en la selección de población.

En España, actualmente, no se encuentran datos de pacientes amputados y mucho menos del nivel de amputación que presentan. Se ha realizado búsquedas en el Instituto Nacional de Estadística y en el Ministerio de Sanidad y ha sido imposible la obtención de datos.

El presente estudio muestra algunas limitaciones a tener en cuenta en estudios futuros.

La influencia de la velocidad con el paciente sobre la cinta de marcha ha podido influir en los resultados. Pese a que todos los pacientes afrontaron las 4 velocidades y terminaron el estudio, algunos de ellos necesitaron sujetarse con las manos al soporte de la plataforma por miedo a caer. Esta acción pudo alterar la marcha normal en miembro inferior.

Resulta razonable considerar que la velocidad constituye un parámetro a tener en cuenta en la interpretación de los datos obtenidos tras el análisis de la marcha. En estudios previos con sujetos con amputación transtibial unilateral, se describen diversas formas de analizar la marcha y su relación con la velocidad.

En nuestro estudio al igual que Huang S, Ferris DP (2012) los sujetos caminaron sobre un tapiz rodante a cuatro velocidades (0.7 , 1.0 , 1.3, y 1.6 m / s) durante dos minutos a cada velocidad (232).

Hay estudios en los que diferentes autores analizaron la marcha a velocidades libres, indicando a sus pacientes que caminaran a su velocidad confortable (111,112,230,282,294–296).

A este respecto, existe la opinión que indicar a los pacientes velocidades específicas podría restar naturalidad al patrón de marcha que se analiza (297).

Por otro lado, se considera que esta forma de análisis permite contrastar de forma fiable los datos entre el grupo de pacientes y el grupo de controles (38).

En cualquier caso, el presente trabajo ha seguido las recomendaciones de la mayoría de los estudios encontrados en la literatura cuya muestra son sujetos con amputación, realizando un análisis de la marcha a velocidades confortables.

Otra variable que influye en los parámetros de marcha de los sujetos con amputación es la etiología de la amputación.

Los sujetos cuya etiología de la amputación es traumática presentan una mejor capacidad de propulsión que los sujetos cuya etiología de la amputación es vascular (298,299).

El presente estudio incluye personas con amputación transtibial unilateral de diversas etiologías, de manera que los resultados podrían haberse visto condicionados por este hecho.

Pese a esto, los pacientes incluidos en este estudio tuvieron una alta capacidad física para llevar a cabo todas las velocidades.

Uno de los problemas del uso de un baropodómetro es su baja reproducibilidad, con interferencia de muchos factores que podrían sesgar el producto, como la tecnología del sensor, la resolución espacial del software, el análisis de distribución de presión y los procedimientos de calibración (conocido como " talón de Aquiles "). La estandarización de la baropodometría de las mediciones y la calibración todavía necesitan más estudios y avances (300).

Como sesgo de información, podríamos valorar la obtención de datos incompletos o erróneos de la información durante el desarrollo de ésta y posibilidad de respuestas subjetivas en el caso de los cuestionarios.

El sesgo del investigador es importante para que no exista una interpretación errónea de los resultados ni una transcripción incorrecta de la información a la base de datos.

Para todo ello, se ha procurado obtener una buena capacitación en el manejo de la base de datos, generando un adecuado y completo plan de análisis antes de empezar y finalmente se han verificado los resultados.

10.5 Aplicabilidad y utilidad de los resultados. Líneas de investigación futuras.

La aplicación y utilización de este tipo de estudios contribuye a la dinámica de la disciplina dentro de la capacidad funcional y así facilita un análisis detallado sobre la elaboración y aplicación de las diferentes formas de valoración, permitiendo a los podólogos el conocimiento de las mismas. Esta investigación brinda la posibilidad de interactuar con otros profesionales dentro y fuera del área de la salud, además de requerir dedicación, compromiso y profundización de los conceptos necesarios para entender el movimiento corporal humano desde la cinemática en su expresión más compleja: la marcha humana.

Esperamos realizar un mejor entendimiento del patrón biomecánico de la marcha de los sujetos con amputación transtibial unilateral.

El conjunto de variables analizadas (cdg, emg en muslo con diferentes durezas de plantilla y a distinta velocidad) permite completar este conocimiento. Todo ello con el objetivo de obtener una perspectiva integral de las personas con amputación transtibial unilateral que permita plantear hipótesis acerca de las posibles desviaciones de su patrón biomecánico e identificar qué estrategias motoras, si las hay, adoptan para suplir la falta de extremidad biológica en la marcha.

El estudio de la influencia postural es más común en grupos clínicos de pacientes (por ejemplo, personas con diabetes, neuropatía periférica o enfermedad de Parkinson). Debido a que los resultados arrojan que las diferentes durezas de plantillas pueden proporcionar beneficios potenciales a estas altas riesgos poblaciones y, dado que un gran porcentaje de caídas ocurren durante la locomoción, hace ser de gran interés el estudio para evaluar la eficacia de estas plantillas texturizadas superficies en el balanceo postural al caminar.

También posee beneficios a nivel social para este tipo de población, pues se genera la posibilidad de realizar un manejo eficaz de las alteraciones e identificar tempranamente los factores predictores o asociados a su desarrollo, ayudando así al estudio para realizar mejores prótesis que suplan su extremidad biológica.

En el proceso de una amputación es de gran importancia la intervención psicológica, pues contribuye a generar una adaptación a su nueva vida. Además, comprueba que al mejorar el estado de ánimo hay mayor adherencia al tratamiento, conllevando a una recuperación exitosa y a un proyecto de vida reestructurado, mejorando notablemente su calidad de vida y pudiendo planificar su asistencia en caso de necesitarla.

Dado que la estética y la percepción de la belleza tienen un gran impacto en nuestra sociedad y sosteniendo que los pilares principales de la percepción de la apariencia de alguien son la imagen corporal y la autoestima tratamos de aportar en este estudio datos relevantes que ayuden en el tratamiento y adaptación del paciente amputado a su nueva situación.

11. Conclusiones

Las conclusiones derivadas de los resultados de esta tesis doctoral son:

1. En la población sana no se observan diferencias entre los grupos musculares de ambas piernas, independientemente del soporte y de la velocidad, sin embargo, los sujetos con amputación transtibial unilateral presentan significativamente mayor trabajo muscular del cuádriceps en la extremidad amputada con respecto a la pierna sana en determinadas situaciones experimentales: paciente descalzo en velocidad 4, con plantillas duras en velocidades 3 y 4, y con plantillas blandas en velocidades 2, 3 y 4.
2. Se obtienen valores medios inferiores de EMG en cuádriceps al comparar la pierna amputada del grupo experimental con la pierna derecha del grupo control, independientemente del soporte, a mayor velocidad mayor diferencia entre los grupos, alcanzando la significación estadística en velocidad 3 y velocidad 4. En ambos grupos la EMG se ve alterada de forma significativa según velocidad de la marcha, a mayor velocidad mayor actividad muscular, independientemente del soporte y grupo muscular. El soporte sólo muestra diferencias en isquiotibiales a velocidad 4 para ambos grupos de estudio.
3. Los sujetos con amputación transtibial unilateral presentan menor estabilidad en términos de longitud de trazo, velocidad lateral y velocidad anterior que la población sana. En ambos grupos se obtiene mayor estabilidad con ojos abiertos respecto a cerrados. La longitud de trazo y la velocidad anterior en ambos grupos es menor (más estabilidad) con plantilla dura respecto a descalzo o plantilla blanda.
4. Los sujetos con amputación transtibial unilateral presentan elevada autoestima, similar a la de la población sana, sin embargo, muestran niveles medios significativamente inferiores respecto a la población sana en relación a calidad de vida y percepción de su imagen corporal.

12. Referencias bibliográficas

1. Ocampo M, Henao L VL. Amputación de miembro inferior: cambios funcionales, inmovilización y actividad física. 2010.
2. Salinas-Castro F R-CO. Introducción a la biomecánica. En: Zambudio Periago R. Prótesis, órtesis y ayudas técnicas. 1ª ed Barcelona Elsevier. 2009;1–8.
3. Rossignol S, Dubuc R GJ. Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. *Phsyiol Rev.* 2006;86:89–154.
4. Winter DA. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural and slow cadences. *Clin Orthop Rel Res.* 1983;175:147–54.
5. Carrión-Martín MM C-PF. Epidemiología de la amputación. En: Zambudio-Periago R. Prótesis, órtesis y ayudas técnicas. 1ª ed Barcelona Elsevier. 2009;15–20.
6. Alós J. Amputaciones del miembro inferior en Cirugía Vascular Barcelona: Glosa; 2008. BarcelonaGlosa. 2008.
7. Torres MM. Incidence and causes of limb amputations. En *Phys Med Rehabil State art Rev* 2ª ed Philadelphia Hanley Belfus. 1994;1–8.
8. Wisto E RH. Lower limb amputations: registration of all lower limb amputations performed at the University Hospital of Trondheim, Norway, 1994-1997. *Prosthet Orthot Int.* 2001;25:181–5.
9. Dillingham TR, Pezzin LE SA. Reamputation, mortality, and health care costs among persons with dysvascular lower-limb amputations. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(3):480–6.
10. Beckman JA, Creager MA LP. Diabetes and atherosclerosis: epidemiology, pathophysiology, and management. *J Am Med Assoc.* 2002;287(19):2570–81.
11. GA. M. Campbell cirugía ortopédica. 10a ed. Madrid, Mosby inc, an Elseiver. 2004;4029–42.
12. Monreal Gonzales, P. Diaz Ramos H et al. Criterios de amputación de una extremidad lesionada. 2007.
13. Bueno Barriocanal, M. Ruiz Jiménez JT et al. Osteomielitis: epidemiología, manifestaciones clínicas, diagnóstico y tratamiento. Elsevier [Internet]. 2013.

14. Valero J. Tumores de la piel y de las partes blandas del pie. Editores E, editor. Madrid; 2003.
15. Schajowicz P. Clasificación de los Tumores óseos primarios de la OMS. 2008.
16. Schuch CM PC. International Forum-International Standards Organization Terminology: Application to Prosthetics and Orthotics. *J Prosthet Orthot*. 1994;6:29–33.
17. International Organization for Standardization. ISO 8549-2. Prosthetics and orthotics- Vocabulary, Part 2: Terms relating to external limb prostheses and wearers of these prostheses. In: Geneva: International Organization for Standardization. 1989. p. 1–4.
18. Olivares, M. Broche Vasquez L et al. Análisis de la funcionabilidad de prótesis ortopédicas transfemorales. 2001.
19. Espinoza MGS. Niveles de amputación en extremidades inferiores: Repercusión en el futuro del paciente. 2014.
20. Martinez RM. Funcionalidad y calidad en la ejecución de las ocupaciones de las personas con amputación. Tesis Dr Univ Rey Juan Carlos Alcorcón. 2010.
21. Epidemiology of lower extremity amputation in centres in Europe, North America and East Asia. The Global Lower Extremity Amputation Study Group. *Br J Surg* [Internet]. 2000 Mar [cited 2015 Mar 22];87(3):328–37.
22. Aragon J, García A, Lázaro JL, Quintana Y, Maynar M, Rabellino M, Hernández M CJ. Epidemiology of diabetes-related lower extremity amputations in Gran Canaria, Canary Islands (Spain). *Diabetes Res Clin Pr*. 2009;86(1):6–8.
23. Belmont PJ, Davey S, Orr JD, Ochoa LM, Bader JO, Schoenfeld AJ. Risk factors for 30-day postoperative complications and mortality after below-knee amputation: a study of 2,911 patients from the national surgical quality improvement program. *J Am Coll Surg* [Internet]. 2011;213(3):370–8.
24. Dillingham TR, Pezzin LE, MacKenzie EJ. Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States. *South Med J* [Internet]. 2002;95(8):875–83.
25. Feinglass J, Abadin S, Thompson J, Pearce WH. A census-based analysis of racial

- disparities in lower extremity amputation rates in Northern Illinois, 1987-2004. *J Vasc Surg* [Internet]. 2008;47(5):1001–7; discussion 1007.
26. Sandnes DK, Sobel M, Flum DR. Survival after lower-extremity amputation. *J Am Coll Surg* [Internet]. 2004;199(3):394–402.
 27. Ephraim PL, Dillingham TR, Sector M, Pezzin LE, Mackenzie EJ. Epidemiology of limb loss and congenital limb deficiency: a review of the literature. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2003;84(5):747–61.
 28. Rodríguez M, del Pino R PY. Epidemiología de la amputación en nuestro medio, Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla. *Gac Sanit*. 2001.
 29. Registro de Altas de los Hospitales Generales del Sistema Nacional de Salud. CMBD. Norma Estatal. [En línea] [fecha de acceso 22 de noviembre de 2011].
 30. Br J Sur. The global lower extremity amputation study group. Epidemiology of lower extremity amputation in centres in Europe, North America and East Asia. 2000;87:328–37.
 31. Cifuentes Martínez L. Ortesis y Prótesis. 1ª Edición. 2012.
 32. Cevallos SC, Hidrobo VD. Diseño de un programa fisioterapéutico para pacientes con miembros amputados que acuden a la fundación prótesis para la vida de la ciudad de Ibarra. 2013.
 33. Taylor SM, Kalbaugh CA, Blackhurst DW, Harmontree SE, Cull DL MH. Preoperative clinical factors predict postoperative functional outcomes after major lower limb amputation: an analysis of 533 consecutive patients. *J Vasc Surg*. 2005;42(2):227–35.
 34. D. M. Amputations du member inferior et appareillage. In: *Encyl Méd Chir, Kinésithérapie-Reéducation fonctionnelle*. 2002. p. B-15: 26-170.
 35. Samitier CB, Guirao L, Pleguezuelos E, Pérez M, Reverón G CM. Valoración de la movilidad en pacientes con amputaciones del miembro inferior. *Rehabilitación*. 2011;45(1):61–6.
 36. Miralles I IM. Effectivity of the back school in the treatment of chronic back pain: a bibliographic review. *Fisioterapia*. 2001;23(2):66–76.
 37. A. G. Paciente experto: “Fomentando la autorresponsabilidad y el autocuidado en el

- paciente crónico”. FMC. 2013;20(1):1–3.
38. Sanderson DJ ME. Joint kinetics in unilateral below-knee amputee patients during running. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77:1279–85.
 39. K. C. Lower extremity socket design and suspension. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2006;17 31-48. 2006;17:31–48.
 40. JE E. Prosthetic feet: state of art. *Phys Ther.* 1988;68:1847–81.
 41. Michael JW. Overview of prosthetic feet. *Instr Course Lect.* 1990;39:367–72.
 42. Fergason J SD. Socket considerations for the patient with a transtibial amputation. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;361:76–84.
 43. Sewell P, Noroozi S, Vinney J AS. Developments in the trans-tibial prosthetic socket fitting process: a review of past and present research. *Prosthet Orthot Int.* 2000;24:97–107.
 44. Mak AF, Zhang M BD. State-of-the-art research in lower-limb prosthetic biomechanics-socket interface: a review. *J Rehabil Res Dev.* 2001;38:161–74.
 45. Hofstad C, Van der Linde H, Van Limbeek J PK. Prescripción de mecanismos protésicos para tobillo y pie después de la amputación de miembros inferiores. In: *Biblioteca Cochrane PlusOxford: Update Software Ltd.* 2008.
 46. Desomer A, Van Ham R LD. Prosthetic feet: state-of-the-art review and the importance of mimicking human ankle-foot biomechanics. *Disabil Rehabil Assist Technol.* 2009;4:65–75.
 47. Laing S, Lee PV GJc. Engineering a trans-tibial prosthetic socket for the lower limb amputee. *Ann Acad Med Singapore.* 2011;40:252–8.
 48. Michael J. Energy storing feet: a clinical comparision. *Clin Prosthet Orthot.* 1987;11:154–68.
 49. Nielsen DH, Shurr DG, Golden JC MK. Comparison of energy cost and gait efficiency during ambulation in below-knee amputees using different prosthetic feet—a preliminary report. *J Prosthet Orthot.* 1988;1:24–31.
 50. Hsu MJ, Nielsen DH, Lin-Chan SJ SD. The effects of prosthetic foot design on physiologic measurements, self-selected walking velocity, and physical activity in

- people with transtibial amputation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87:123–9.
51. Segal AD, Zelik KE, Klute GK, Morgenroth DC, Hahn ME OM, Adamczyk PG, Collins SH, Kuo AD CJ. The effects of a controlled energy storage and return prototype prosthetic foot on transtibial amputee ambulation. *Hum Mov Sci.* 2011.
 52. Salles RW, Janssens PJ, Jongenengel CD BJ. A randomised controlled trial comparing functional outcome and cost efficiency of a total surface-bearing socket versus a conventional patellar tendon-bearing socket in transtibial amputees. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86:145–61.
 53. Doane NE HL. A comparison of the SACH and singles axis foot in the gait of unilateral below-knee amputees. *Prosthet Orthot Int.* 1983;7:33–6.
 54. Goh JCH, Solomonidis SE, Spence WD PJ. Bomechanical evaluation of SACH and uniaxial feet. *Prosthet Orthot Int.* 1984;8:147–54.
 55. Lehmann JF, Price R, Boswell-Bessette S, Dralle A QK. Comprehensive analysis of dynamic elastic response feet: Seattle Ankle/Lite Foot versus SACH foot. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993;74:853–61.
 56. Ehara Y, Beppu M, Nomura S, Kunimi Y TS. Energy storing property of socalled energy-storing prosthetic feet. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993;74:68–72.
 57. Powers CM, Torburn L, Perry J AE. Influence of prosthetic foot design on sound limb loading in adults with unilateral below-knee amputations. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994;75:825–9.
 58. Snyder RD, Powers CM, Fontaine C PJ. The effect of five prosthetic feet on the gait and loading of the sound limb in dysvascular below-knee amputees. *J Rehabil Res Dev.* 1995;32:309–15.
 59. Arya AP, Lees A, Nirula HC KL. A biomechanical comparison of the Sach, Seattle and Jaipur feet using ground reaction forces. *Prosthet Orthot Int.* 1995;19:37–45.
 60. Cortés A, Viosca E, Hoyos JV, Prat J S-LJ. Optimisation of the prescription for trans-tibial (TT) amputees. *Prosthet Orthot Int.* 1997;21:168–74.
 61. González-Viejo MA, Avellanet Viladomat M, Huerta Condón MJ GG, JM. PC. Aplicación clínica de la respuesta cinética y del análisis de la confortabilidad durante la marcha con siete pies protésicos. *Rehabil (Madr).* 2000;34:276–84.

62. Underwood AH, Tokuno CD EJ. A comparasion of two prosthetic feet on the multi-joint and multi-plane kinetic gait compensations in individuals with unilateral trans-tibial amputation. *Clin Biomech.* 2004;19:609–16.
63. Zmitrewicz RJ, Neptune RR, Walden JG, Rogers WE BG. The effect of foot and ankle prosthetic components on braking and propulsive impulses during transtibial amputee gait. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87:1334–9.
64. Ventura JD, Klute GK NR. The effects of prosthetic ankle dorsiflexion and energy return on below-knee amputee leg loading. *Clin Biomech.* 2011;26:298–303.
65. Wagner J, Sienko S, Supan T BD. Motion analysis of SACH vs Flex-Foot in moderately active below-knee amputees. *Clin Prosthet Orthot.* 1987;11:55–62.
66. Ventura JD, Klute GK NR. The effect of prosthetic ankle energy storage and return properties on muscle activity in below-knee amputee walking. *Gait Posture.* 2011;33:220–6.
67. Fey NP, Klute GK NR. The influence of energy storage and return foot stiffness on walking mechanics and muscle activity in below-knee amputees. *Clin Biomech.* 2011;26:1025–32.
68. Portnoy S, Kristal A, Gefen A S-NI. Outdoor dynamic subject-specific evaluation of internal stresses in the residual limb: Hydraulic energy-stored prosthetic foot compared to conventional energy-stored prosthetic feet. *Gait Posture.* 2012;35:121–5.
69. Murray DD, Hartvikson WJ, Anton H, Hommonay E RNCPO 1988; 12: With a spring in one´s step. *Clin Prosthet Orthot.* 1988;12:128–35.
70. Torburn L, Perry J, Ayyappa E SS. Below-knee amputee gait with dynamic elastic response prosthetic feet: a pilot study. *J Rehabil Res Dev.* 1990;27:369–84.
71. Gutter A, Czerniecki JM DD. Biomechanical analysis of the influence of prosthetic feet on below-knee amputee walking. *Am J Phys Med Rehabil.* 1991;70:142–8.
72. MacFarlane PA, Nielsen DH, Shurr DG MK. Gait comparisions for below-knee amputees using a Flex-foot versus a conventional prosthetic foot. *J Prosthet Orthop.* 1991;3:150–61.
73. Michael JW. Below-knee amputee gait with dynamic elastic response prosthetic

- feet: a pilot study. *J Rehabil Res Dev*. 1992;29:137.
74. Mizuno N, Aoyama T, Nakajima A, Kasahara T TK. Fuctional evaluation by gait análisis of various ankle foot assemblies used by below-knee amputees. *Prosthet Orthot Int*. 1992;16:174–82.
 75. Barr AE, Siegel KL, Danoff JV, McGarvey CL 3rd, Tomasko A, Sable I S, SJ. Biomechanical comparison of the energy-storing capabilities of SACH and Carbon Copy II prosthetic feet during the stance phase of gait in a person with below-knee amputation. *Phys Ther*. 1992;72:344–54.
 76. Yigiter K, Sener G BK. Comparison of the effects of patellar tendon bearing and total surface bearing sockets on prothetic fitting and rehabilitation. *Prosthet Orthot Int*. 2002;26:206–12.
 77. Klute GK, Berge JS, Biggs W, Pongnumkul S, Popovic Z CB. Vacuumassisted socket suspension compared with pin suspension for lower extremity amputees: effect on fit, activity, and limb volume. *Arch Phys Med Rehabil*. 2011;92:1570–5.
 78. Beil TL, Street GM CS. Interface pressures during ambulation using suction and vacuum-assisted prosthetic sockets. *J Rehabil Res Dev*. 2002;39:693–700.
 79. Gholizadeh H, Osman NA, Kamyab M, Eshraghi A, Abas WA AM. Transtibial prosthetic socket pistoning: static evaluation of Seal-In(®) X5 and Dermo® Liner using motion analysis system. *Clin Biomech*. 2012;27:34–9.
 80. Pinzur MS, Cox W, Kaiser J, Morris T, Patwardhan A VL. The effect of prosthetic alignment on relative limb loading in persons with trans-tibial amputation: a preliminary report. *J Rehabil Res Dev*. 1995;32:373–7.
 81. Baars EC GJ. Literature review of the possible advantages of silicon liner socket use in trans-tibial prostheses. *Prosthet Orthot Int*. 2005;29:27–37.
 82. Salinas-Castro F R-CO. Pies protésicos. En: Zambudio-Periago R. Prótesis, órtesis y ayudas técnicas. 1ª ed Barcelona Elsevier; 2009;43–50.
 83. Hausdorff J. Gait variability: methods, modeling and meaning. *J Neuroengineering Rehabil*. 2005;2:19–28.
 84. Collado Vázquez S. Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga. Univ Complut Madrid Fac Med Dep Med Física

- y Rehabil Hidrol Médica. 2002.
85. Ramón Gómez, Ferrer Sapiña E biomecánico de la marcha en pacientes con artrosis de. Estudio biomecánico de la marcha en pacientes con artrosis de cadera. Vol. Universida. 2005.
 86. Revista del pie y tobillo. N° 1. Tomo XVII.
 87. <http://www.luisbernal.es/recursos/uploads/30marcha.pdf>. España.2001-2009.
 88. Sadeghi H, Allard P, Duhaime PM. Muscle power compensatory mechanisms in below-knee amputee gait. *Am J Phys Med Rehabil* [Internet]. 2001;80(1):25–32.
 89. Czerniecki, J., Gitter A. Gaitanalysisintheamputee:hasithelpedthe amputee orcontributedtothedevelopmentofimprovedprostheticcompo- nents? *Gait&Posture* [Internet]. 1996;4:258–68.
 90. Ephraim PL, Wegener ST, MacKenzie EJ, Dillingham TR, Pezzin LE. Phantom pain, residual limb pain, and back pain in amputees: results of a national survey. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2005 ;86(10):1910–9.
 91. Centomo H, Amarantini D, Martin L, Prince F. Muscle adaptation patterns of children with a trans-tibial amputation during walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22(4):457–63.
 92. Gallagher P, Maclachlan M. The Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales and quality of life in people with lower-limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2004;85(5):730–6.
 93. Sanderson, D., Matrin P. Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking. *Gait Posture*. 1997;6:126–136.
 94. Rietman JS, Postema K, Geertzen JHB. Gait analysis in prosthetics: opinions, ideas and conclusions. *Prosthet Orthot Int* [Internet]. 2002;26(1):50–7.
 95. Ventura JD, Klute GK, Neptune RR. The effect of prosthetic ankle energy storage and return properties on muscle activity in below-knee amputee walking. *Gait Posture* [Internet]. 2011;33(2):220–6.
 96. J. J. Chen, R. G. Shiavi LZ. A Quantitative and Qualitative Description of Electroyogrphic Linear Envelopes for Synergy Analysis”,. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1992;39(1).

97. G. A. Bekey, C. Chang, J. Perry MH. Pattern Recognition of Multiple EMG Signals Applied to the Description of Human Gait”,. Proc IEEE,. 1977;65(5).
98. X. Shen, J. Cheng, K. Manal TSB. Design of a Real Time EMG-driven Virtual Arm”,. In: 23rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics,. 1999.
99. T. Masuda, H. Myano TS. The Position of Innervation Zones in the Biceps Brachii Investigated by Surface Electromyography. IEEE Trans Biomed Eng. 1985;BME-32(1).
100. W. Herzog TRL. In Vivo Fibre Length Changes in the Cat Soleus. In: XXVe Congres de la Soci`et`e de Biom`ecanique. 2000.
101. T. S. Buchanan, K. Manal, X. Shen, D. G. Lloyd RVG. The Virtual Arm: estimating joint moments using an EMG-driven model. In: 12th Conference of the European Society of Biomechanics, Dublin. 2000.
102. B. K. Verma CL. Vertical Jump Height Prediction using EMG Characteristics and Neural Network. Cogn Syst Res Elsevier. 2000.
103. T. Keller, A. curt, M. R. Popovi, V. Dietz AS. Grasping in High Lesioned Tetraplegic Subjects Using the EMG Controlled Neuroprosthesis. J NeuroRehabilitation. 1998;10:251–5.
104. A. B. Barreto, S.D. Scargle MA. A practical EMG-based human-computer interface for users with motor disabilities. J Rehabil Res Dev. 2000;37(1).
105. K.A. Farry, I.D.Walker RGB. Myoelectric Teleoperation of a Complex Robotic Hand. IEEE Trans Robot Autom. 1996;12(5).
106. O. A. Alsayegh DPB. Guidance of Video Data Adquisition by Myoelectric Signals for Smart Robot-Human Interface. Proc 1998 IEEE Int Conf Robot Autom Leuven, Belgium. 1998.
107. L.M. Chicote, J.V. Fern´andez, P. G´omez VR. Estimation and Classification of the Electromyographic Activity in the Human Upper Limbs through Linear Predictive Filtering. In: Actas del III Simposium Nacional de Reconocimiento de Formas y An´alisis de Im´agenes, Oviedo. 1998. p. 309–16.
108. Isakov E, Keren O, Benjuya N. Trans-tibial amputee gait: time-distance parameters and EMG activity. Prosthet Orthot Int [Internet]. 2000;24(3):216–20.

109. Winter DA, Sienko SE. Biomechanics of below-knee amputee gait. *J Biomech* [Internet]. 1988;21(5):361–7.
110. den Otter AR, Geurts ACH, Mulder T, Duysens J. Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait Posture* [Internet]. 2004;19(3):270–8.
111. Powers C, Rao S, Perry J. Knee kinetics in trans-tibial amputee gait. *Gait Posture* [Internet]. 1998 ;8(1):1–7.
112. Beyaert C, Grumillier C, Martinet N, Paysant J, André J-M. Compensatory mechanism involving the knee joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees. *Gait Posture* [Internet]. 2008;28(2):278–84.
113. Fey NP, Silverman AK, Neptune RR. The influence of increasing steady-state walking speed on muscle activity in below-knee amputees. *J Electromyogr Kinesiol* [Internet]. 2010;20(1):155–61.
114. Isakov E, Burger H, Krajnik J, Gregoric M, Marincek C. Knee muscle activity during ambulation of trans-tibial amputees. *J Rehabil Med* [Internet]. 2001;33(5):196–9.
115. Huang H, Kuiken TA, Lipschutz RD. A strategy for identifying locomotion modes using surface electromyography. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2009 ;56(1):65–73.
116. Damiano DL, Martellotta TL, Sullivan DJ, Granata KP, Abel MF. Muscle force production and functional performance in spastic cerebral palsy: relationship of cocontraction. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2000 Jul;81(7):895–900.
117. Hof AL, Elzinga H, Grimmius W, Halbertsma JPK. Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait Posture* [Internet]. 2002;16(1):78–86.
118. Silverman AK, Fey NP, Portillo A, Walden JG, Bosker G, Neptune RR. Compensatory mechanisms in below-knee amputee gait in response to increasing steady-state walking speeds. *Gait Posture* [Internet]. 2008 ;28(4):602–9.
119. Centomo H, Amarantini D, Martin L, Prince F. Differences in the coordination of agonist and antagonist muscle groups in below-knee amputee and able-bodied children during dynamic exercise. *J Electromyogr Kinesiol* . 2008;18(3):487–94.
120. Raikova RT, Prilutsky BI. Sensitivity of predicted muscle forces to parameters of

- the optimization-based human leg model revealed by analytical and numerical analyses. *J Biomech* [Internet]. 2001;34(10):1243–55.
121. Rasmussen J, Damsgaard M, Voigt M. Muscle recruitment by the min/max criterion a comparative numerical study. *J Biomech* [Internet]. 2001 Mar;34(3):409–15.
 122. Fang L, Jia X, Wang R. Modeling and simulation of muscle forces of trans-tibial amputee to study effect of prosthetic alignment. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* [Internet]. 2007;22(10):1125–31.
 123. Wiley. G. Upper Limb Replacement. *Orthop Tech Rev*. 1999.
 124. Rodríguez Doncel V. Entrenador para el control de prótesis mioeléctricas. 2001.
 125. C. Pfeiffer, K. DeLaurentis CM. Shape Memory Alloy Actuated Robot Prostheses: Initial Experiments. *Proc 1999 IEEE Int Conf Robot Automotion Detroit, Michigan*. 1999;
 126. Miralles RC MI. Biomecánica clínica de los tejidos y las articulaciones del aparato locomotor. 2005;2ª Ed.(Masson).
 127. Massion J, Popov K, Fabre JC, Rage P G V. Is the erect posture in microgravity based on the control of trunk orientation or center of mass position. *Exp Brain res*. 1997;(114(2)):384–389.
 128. R. H. Temas de biomecánica y patomecánica. Madrid: Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales (IMSERSO). 1987.
 129. B. B. Postura normal y posturas patológicas. *Rev IPP* [Internet]. 2008; Available from: http://www.ub.edu/revistaipp/bricot_n2.html.
 130. Lázaro A. El equilibrio humano: un fenómeno complejo. *Motorik*. 2000;Vol 2: p. 80-86.
 131. Flórez-Tascón F. Natura, nultura, estrés y patología. Significado de la postura y la marcha humana. *Teoría, Antropología, Patología*. EdComplutense. 1996;165–175.
 132. Menéndez C. Libro del ejercicio corporal y sus provechos. Ed. Comunidad de Madrid. Universidad de León, Servicio de Publicaciones, 1996.
 133. Romberg MH. Manual of nervous diseases of man. Ed S.s Loodon. 1853;2:395–401.
 134. Babinski J. L'asynergie cérébelleuse. *Rev Neurol*. 1899;7:806–816.

135. Sherrington CS. Strychnine and reflex inhibition of skeletal muscle. *J Physiol.* 1907;2–3(36):185–204.
136. Sherrington CS. Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing. *J Physiol.* 1910;1–3(40):28–121.
137. Thomas A AJ. L'axe corporel, musculature et innervation. In: Ed, Masson,. 1948.
138. Baron JB, Cabau A CN. New therapy of scoliosis in children. *Press Med.* 1955;574.
139. T. F. Vertical writing with eyes covered. A new test of vestibulospinal reaction. *Acta Otolaryngol.* 1959;50:26–33.
140. T. F. The stepping test. Two phases of the labyrinthine reflex. *Acta Otolaryngol.* 50:95–108.
141. Fukuda T. Studies on human dynamic postures from the viewpoint of postural reflexes. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1961;1–52.
142. Gagey PM WB. Posturología. Regulación y alteraciones de la bipedestación. In: 1ª ed Barcelona: Masson. 2001.
143. Nashner LM, Black FO WC. Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *J Neurosci.* 1982;2(5):536–544.
144. Black FO NL. Vestibulo-spinal control differs in patients with reduced versus distorted vestibular function. *Acta Otolaryngol.* 1984;(406):100–14.
145. HJ. M. A review of recent literature in perceptual / cognitive style with implications for theory and research in art education. *Stud Art Educ.* 1970;11(3):31–8.
146. Cunha. D. Prólogo. En su: Posturología. Regulación y alteraciones de la bipedestación. 2ª ed Barcelona,Masson. 2001;7-8.
147. Chapman DW, Needham KJ, Allison GT, Lay B ED. Effects of experience in a dynamic environment on postural control. *Br J Sport Med.* 2008;(42):16–21.
148. Guillén M LD. Bases biológicas y fisiológicas del movimiento humano. Panamericana. 2002.
149. M. I. Biomecánica y Bases Neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte. Madrid Médica Panam. 2008.
150. Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C ZK. Unified theory regarding A/P and

- M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol.* 1996;2334–43.
151. Gagey PM WB. Posturología. Regulación y alteraciones de la bipedestación. In: 1ª ed Barcelona: Masson. 2001.
 152. Trew M ET. Fundamentos del movimiento humano. In: 5ª ed Barcelona, Masson. 2006.
 153. B. LV. Le Veau B. Biomecánica del movimiento humano. Méjico: Trillas. 1991.
 154. A. P. Terapias miofasciales: Inducción miofascial. Madrid McGraw-Hill.
 155. Genot C, Neiger H LA. Kinesioterapia. Evaluaciones. Técnicas pasivas y activas del aparato locomotor (I y II). Madrid Médica Panam. 2000.
 156. Shumway-Cook M WM. Normal postural control. Motor control, translating research into clinical practice. 3º ed Philadelphia, Lippincott Williams Wilkins. 2007;157–86.
 157. Horak FB, Henry SM SA. Postural Perturbations: New insights for treatment of balance disorders. *Phys Ther.* 1997;517–33.
 158. Deliagina TG, Zelenin PV, Beloozerova IN OG. Nervous mechanisms controlling body posture. *Physiol Behav.* 2007;92(1-2):148–154.
 159. Granit R BR. The control of movement and posture. 1973. *Brain Res.*, 1973;1–28.
 160. FB. H. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls. 2006.
 161. Guidetti G. Stabilometria clínica. Pavia: Instituto di clinica Otorinolaringoiatrica dell'universita di Modena. 1989.
 162. Nashner LM CP. Relation of automatic postural responses and reaction-time voluntary movements of human leg muscles. *Exp Brain Res.* 1981;43:395–405.
 163. LM. N. A model describing vestibular detection of body sway motion. *Acta Otolaryngol.* 1971;(72):429–436.
 164. Ying-Shuo H, Chen-Chieh K Y-HY. Assessing the development of balance function in children using stabilometry. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2009;(73):737–740.
 165. Merriman Linda M. Tollafield David R. Assessment of the lower limb. Churchill Livingstone. 1995.

166. Collado Vázquez S, Pérez García C CJ. Métodos de estudio de la marcha. Motricidad. Fundamentos y aplicaciones. Madrid: Dykinson. 2004;281–288.
167. Sánchez–Lacuesta Javier. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Instituto de Biomecánica de Valencia. Martín Impr SL. 1993.
168. Buckley JG, O'Driscoll D BS. Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees. Am J Phys Med Rehabil 2002; 2002;(81):13–20.
169. Vanicek N, Strike S, McNaughton L PR. Postural responses to dynamic perturbations in amputee fallers versus nonfallers: a comparative study with able-bodied subjects. Arch Phys Med Rehabil. 2009;(90):1018–1025.
170. Miller CW, Speechley M DB. The prevalence and risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees. Arch Physi Med Rehabil. 2001;(82):1031–1037.
171. SE. S. The effect of Alignement Proceedings International Symposium Gait Analysis State of the Art of Measuring Systems and their importance in prosthetic and orthodic technology. Gait Anal Low limb amputee Berlín. 1990;290–7.
172. González Viejo MA, Domínguez Blasco M, Rocha Casas E PST. Influencia del terreno en la marcha de los amputados de la extremidad inferior. Rehabilitación . 1991. (25(3)):148–153.
173. Arya AP, Lees A, Nirula HC KL. Biomechanical comparison of the SACH, Seattle and Jaipur feb using ground reaction forces. Prosthetics Orthot Int. 1995;19:37–45.
174. A. E. Analysis of Prosthetic Gait in Physical Medicine and Rehabilitation. State Art Rev. 8(1):201–20.
175. A. E. Valoración de la marcha en el amputado de miembro inferior. En Zambudio R Prótesis, órtesis y Ayud técnicas Barcelona Elservier Masson,. 2009;111–22.
176. American Academy of Neurology. Assessment: Posturography. Report of the Therapeutics and Technolosy Assessment Subcommittee. Neurology. 1993;(43):1261–4.
177. Estrade JL. L'examen stabilométrique. Du diagnostic au traitement en kinésithérapie. 2009.

178. Duarte M ZV. On the fractal properties of natural human standing. *Neurosci Lett*. 2000;(283):173–6.
179. Nordahl S, Helge G, Aasen T, Dyrkorn BM, Eidsvik S MO. Static stabilometrie and repeated testing in a normal population. *Aviat Space Environ Med*. 2000;(71(9)):889–893.
180. Sourdain G. Stabilométrie statique: place de la plate-forme de forcé en Kinésithérapie. Rennes Inst Form en Masso-Kinesithérapie. 2011.
181. Nishiwaki Y, Imai A, Takebayashi T, Nishiwaki N OK. Stabilometry in Epidemiological Use. Measurement Bias by Different Instructions. *J Occup Heal*. 1999;(41(2)):129–130.
182. Geurts AC, Nienhuis B MT. Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. *Arch Phys Med Rehabil*. 1993;1144–1150.
183. Fabri S, Dolin R, Marc T, Lacaze F GT. Bilan stabilométrique: un nouveau critère de reprise du sport.,. *Kiné Sci*. 2005;(456):27–36.
184. Dauty M, Dantec P, Collot O, Potiron –Josse M DC. Reproductibilité test-retest des mesures stabilométriques après reconstruction du ligament croisé antérieur du genou chez le sujet sportif. *Sci Sport*. 2007;(22):87–91.
185. Hot P, Fabri S, Roussenque A LF. Perturbation de la stabilité dans les suites d’un traumatisme articulaire. *Kiné Sci*. 2007;(478):19–24.
186. Geertzen JHB, Van Es CG, Dijkstra PU. Sexuality and amputation: a systematic literature review. *Disabil Rehabil [Internet]*. 2009;31(7):522–7.
187. Bonaiuti D, Deho V, Giovanazzi E, Parolo E CF. Prévention des chutes: évaluation de l’équilibre avec stabilométrie et tests posturaux chez patients hémiplésiques. *Annates réadaptation médecine Phys*. 1996;565–6.
188. De Waele C TBHP. Exploration du système vestibulaire. *EMC Otorhinolaryngol*. 2005;139–59.
189. Guehl D, Dehail P, de Sèze MP, Cuny E, Faux P, Tison F et al. Evolution of postural stability after subthalamic nucleus stimulation in Parkinson’s disease: a combined clinical and posturometric study. *Exp Brain Res*. 2006;(170(2)):206–15.

190. Bensoussan L, Viton J, Schieppati M, Collado H, Milhe de Bovis V, Measure S et al. Changes in postural control in hemiplegic patients after stroke performing a dual task. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;(88):1009–15.
191. Gauchard GC, Gangloff P, Jeandel C PP. Physical activity improves gaze and posture control in the elderly. *Neurosci Res.* 2003;(45(4)):409–17.
192. Lin D, Seol H, Nussbaum NA MM. Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait Posture.* 2008;(28):337–42.
193. Qiu F, Cole MH, Davids KW, Henning EM, Silburn PA, Netscher H et al. Enhanced somatosensory information decreases postural sway in older people. *Gait Posture.* 2012;(35(4)):630–635.
194. Perrin P, Deviterne D, Hugel F PC. Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. *Gait Posture.* 2002;(15(2)):187–194.
195. Arkov VV, Abramova TF, Nikitina TM, Ivanov VV, Suprun DV, Shkurnikov MU et al. Comparative Study of Stabilometric Parameters in Sportsmen of Various Disciplines. *Bull Exp Biol Med.* 2009;(147(2)):194–6.
196. Oliveira LF, Vieira T, Macedo A, Simpson D NJ. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, 2009. 2009;(147):25–8.
197. Kitabayashi T, Demura S NM. Examination of the Factor Structure of Center of Foot Pressure Movement and Cross-validity. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci.* 2003;(22(6)):265–72.
198. Sobera M, Siedlecka B SM. Posture control development in children aged 2- 7 years old, based on the changes of repeatability of the stability indices. *Neurosci Lett.* 2011;(491):13–17.
199. Atherton R, Robertson N. Psychological adjustment to lower limb amputation amongst prosthesis users. *Disabil Rehabil [Internet].* 2006 Oct ;28(19):1201–9.
200. Horgan O, MacLachlan M. Psychosocial adjustment to lower-limb amputation: a review. *Disabil Rehabil [Internet].* Jan ;26(14–15):837–50.
201. Ching S, Thoma A, McCabe RE, Antony MM. Measuring outcomes in aesthetic surgery: a comprehensive review of the literature. *Plast Reconstr Surg [Internet].* 2003 ;111(1):469-80; discussion 481-2.

202. JW B. Body Image: The Lower-Limb Amputee. *J Prosthet Orthot*. 1997;9:58–66.
203. Gallagher P, Horgan O, Franchignoni F, Giordano A, MacLachlan M. Body image in people with lower-limb amputation: a Rasch analysis of the Amputee Body Image Scale. *Am J Phys Med Rehabil* [Internet]. 2007;86(3):205–15.
204. Fisher K, Hanspal R. Body image and patients with amputations: does the prosthesis maintain the balance? *Int J Rehabil Res* [Internet]. 1998 ;21(4):355–63.
205. Murray CD, Fox J. Body image and prosthesis satisfaction in the lower limb amputee. *Disabil Rehabil* [Internet]. 2002;24(17):925–31.
206. Frank RG, Kashani JH, Kashani SR, Wonderlich SA, Umlauf RL, Ashkanazi GS. Psychological response to amputation as a function of age and time since amputation. *Br J Psychiatry* [Internet]. 1984;144:493–7.
207. Wetterhahn KA, Hanson C, Levy CE. Effect of participation in physical activity on body image of amputees. *Am J Phys Med Rehabil* [Internet]. 2002;81(3):194–201.
208. González R. Rehabilitación médica. In: Masson. Barcelona; 1997.
209. R. R. Imagen Corporal: conocer y valorar el propio cuerpo. Pirámide. Madrid; 2001.
210. J. G. Los lugares del cuerpo. Paidós. Barcelona; 1999.
211. Rosen J. The nature of body dysmorphic disorder and treatment with cognitive behavior therapy. *Cogn Behav Pract*. 1995;2(1):66–143.
212. Alagöz MS, Baştırzi AD, Uysal AC, Tüzer V, Unlü RE, Sensöz O, et al. The psychiatric view of patients of aesthetic surgery: self-esteem, body image, and eating attitude. *Aesthetic Plast Surg* [Internet];2003 ;27(5):345–8.
213. Olsen JM, Breckler SJ, Wiggins EC WE. No Title. *Soc Psychol Alive*. 2008.
214. JP H. *Oxford Handbook of Positive Psychology*. .Oxford Oxford Univ Press. 2009.
215. Rosenberg M. The association between self-esteem and anxiety, EnJ.Robson(1988), Self-esteem: A psychiatric view. *Britishjournalo/Psychiatry*. 1962;153:6–15.
216. Lundgren D. Public esteem, self-esteem and interpersonal stress, EnJ.Robson. Self-esteem A Psychiatr view *Britishjournal o/ Psychiatry*. 1978;153:6–15.

217. Gallagher P, MacLachlan M. The Trinity amputation and prosthesis experience scales and quality of life in people with lower-limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85:730–6.
218. Addington-Hall J KL. . Measuring quality of life. Who should measure quality of life. *BMJ*. 2001;322:1417-20.
219. Fernández C. Implicaciones anatomofuncionales de la amputación del miembro inferior: cuidados del muñón y consecuencias en el sistema locomotor del uso prolongado de prótesis. TFG. Universidad de Valladolid 2013-2014.
220. Hansen MS, Dieckmann B, Jensen K JB. The reliability of balance tests performed on the kinesthetic ability trainer. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc*,. 2000;8(3):180–5.
221. Gómez Sánchez EM. Influencia de la práctica deportiva en la integración sensorial en niños: evaluación estabilométrica. URJC; 2013.
222. Robbins S, Gouw GJ MJ. Shoe sole thickness and hardness influence balance in older men. *J Am Geriatr Soc*. 1992;40(11):1089–94.
223. Whitney SL WD. The influence of footwear on timed balance scores of the modified clinical test of sensory interaction and balance. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(3):439–43.
224. Byl NN, Holland S, Jurek A HS. Postural imbalance and vibratory sensitivity in patients with idiopathic scoliosis: implications for treatment. *J Orthop Sport Phys Ther*. 1997;26(2):60–8.
225. Ferdjallah M, Harris GF, Smith P WJ. Analysis of postural synergies during quiet standing in healthy children and children cerebral palsy. *Clin Biomech*. 2002;17:203–10.
226. Cobb SC, Tis LL, Johnson BF HE. The effect of forefoot varus on postural stability. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2004;34(2):79–85.
227. Francisco Molina Rueda. Estrategias de control motor en sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral: análisis instrumental. Universidad Rey Juan Carlos; 2012.

228. Holzer LA, Sevelde F, Fraberger G, Bluder O, Kicking W, Holzer G. Body image and self-esteem in lower-limb amputees. *PLoS One* [Internet]. 2014 ;9(3):e92943.
229. Beyaert C, Grumillier C, Martinet N, Paysant J AJ. Compensatory mechanism involving the knee joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees. *Gait Posture*. 2008;28:278–84.
230. Grumillier C, Martinet N, Paysant J, André J-M, Beyaert C. Compensatory mechanism involving the hip joint of the intact limb during gait in unilateral trans-tibial amputees. *J Biomech* [Internet]. 2008 ;41(14):2926–31.
231. Voinescu M, Soares DP, Natal Jorge RM, Davidescu A, Machado LJ. Estimation of the forces generated by the thigh muscles for transtibial amputee gait. *J Biomech* [Internet]. 2012 ;45(6):972–7.
232. Huang S, Ferris DP. Muscle activation patterns during walking from transtibial amputees recorded within the residual limb-prosthetic interface. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2012 ; 9-55.
233. Finni T, Hu M, Kettunen P, Vilavuo T, Cheng S. Measurement of EMG activity with textile electrodes embedded into clothing. *Physiol Meas* [Internet]. 2007;28(11):1405–19.
234. Massó N , Rey F. Romero D, Gual GLC y AG. Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Fac Ciencias la Salud Blanquerna, Univ Ramon Llull, Barcelona, España*. 2010 ; 45(165): 127-136.
235. Tikkanen O, Hu M, Vilavuo T, Tolvanen P, Cheng S, Finni T. Ventilatory threshold during incremental running can be estimated using EMG shorts. *Physiol Meas* [Internet]. 2012 ;33(4):603–14.
236. De Vito G, McHugh D, Macaluso A, Riches PE. Is the coactivation of biceps femoris during isometric knee extension affected by adiposity in healthy young humans? *J Electromyogr Kinesiol* [Internet]. 2003 ;13(5):425–31.
237. Sullivan MK, DeJulia JJ, Worrell TW. Effect of pelvic position and stretching method on hamstring muscle flexibility. *Med Sci Sports Exerc* [Internet]. 1992 ;24(12):1383–9.
238. Osternig LR, Robertson R, Troxel R, Hansen P. Muscle activation during proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretching techniques. *Am J Phys*

- Med [Internet]. 1987 ;66(5):298–307.
239. Giacomozzi C, Keijsers N, Pataky T, Rosenbaum D. International scientific consensus on medical plantar pressure measurement devices: technical requirements and performance. *Ann Ist Super Sanita* [Internet]. 2012 ;48(3):259–71.
 240. Salom-Moreno J, Sánchez-Mila Z, Ortega-Santiago R, Palacios-Ceña M, Truyol-Domínguez S, Fernández-de-las-Peñas C. Changes in spasticity, widespread pressure pain sensitivity, and baropodometry after the application of dry needling in patients who have had a stroke: a randomized controlled trial. *J Manipulative Physiol Ther* [Internet]. 2014;37(8):569–79.
 241. Mesure S LH. Posture, pratique sportive et reeducation. In: Masson: Paris. 2001.
 242. Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias ME, Rodriguez-Sanz D. Static and dynamic plantar pressures in children with and without sever disease: a case-control study. *Phys Ther* [Internet]. 2014 ;94(6):818–26.
 243. Luis Botella García del Cid ERR, Ruiz y JB. Evaluación Psicométrica de la Imagen Corporal: Validación de la versión española del multidimensional body self relations questionnaire (mbsrq).
 244. Skager, R. y Kerst E. Alcohol and drug use and self-esteem: a psychological perspective. En AM Mecca, NJ Smelser, Vascon (Eds), Soc importance self-esteem) Berkeley Univ Calif Press. 1989; 248-293.
 245. Silverstone PH, Salsali M. Low self-esteem and psychiatric patients: Part I - The relationship between low self-esteem and psychiatric diagnosis. *Ann Gen Hosp Psychiatry* [Internet]. 2003 ;2(1):2.
 246. Kaplan HB, Pokorny AD. Self-derogation and psychosocial adjustment. *J Nerv Ment Dis* [Internet]. 1969;149(5):421–34.
 247. Coopersmith S. The antecedents of self-esteem. San Fr Free Company. 1967.
 248. Wells, E.L. y Marwell G. Self-esteem: its conceptualisation and measurement. Beverly Hills, CA Sage. 1976.
 249. DeNeve KM, Cooper H. The happy personality: a meta-analysis of 137 personality traits and subjective well-being. *Psychol Bull* [Internet]. 1998 ;124(2):197–229.
 250. Robins, R.W., Hendin HM y T, K.H. Measuring global self-esteem: construct

- validation of a single item measure and the Rosenberg Self-Esteem Scale. *Personal Soc Psychol Bull.* 2001.
251. M R. La sociedad y la propia imagen de la adolescente. *Princet Univ Press.* 1965.
 252. Brown TA, Cash TF, Mikulka PJ. Attitudinal body-image assessment: factor analysis of the Body-Self Relations Questionnaire. *J Pers Assess [Internet].* 1990 ;55(1-2):135-44.
 253. Harter S. Causes and consequences of low self-esteem in children and adolescents. . En R Baumeister (Ed), *Self-esteem puzzle low self-regard* Nueva York Plenum. 1993; 87-111.
 254. Ryan ND, Puig-Antich J, Ambrosini P, Rabinovich H, Robinson D, Nelson B, et al. The clinical picture of major depression in children and adolescents. *Arch Gen Psychiatry [Internet].* 1987 ;44(10):854-61.
 255. Baird, P. y Sights JRL. Low self-esteem as a treatment issue in the psychotherapy of anorexia and bulimia. *J Couns Dev* 64. 1986;449-51.
 256. Walters EE, Kendler KS. Anorexia nervosa and anorexic-like syndromes in a population-based female twin sample. *Am J Psychiatry [Internet].* 1995 ;152(1):64-71.
 257. Ghaderi A, Scott B. Prevalence, incidence and prospective risk factors for eating disorders. *Acta Psychiatr Scand [Internet].* 2001;104(2):122-30.
 258. Baños RM, Guillén V. Psychometric characteristics in normal and social phobic samples for a Spanish version of the Rosenberg Self-Esteem Scale. *Psychol Rep [Internet].* 2000;87(1):269-74.
 259. Kernis MH, Grannemann BD, Mathis LC. Stability of self-esteem as a moderator of the relation between level of self-esteem and depression. *J Pers Soc Psychol [Internet].* 1991;61(1):80-4.
 260. Martín-Albo J, Núñez JL, Navarro JG, Grijalvo F. The Rosenberg Self-Esteem Scale: translation and validation in university students. *Span J Psychol [Internet].* 2007;10(2):458-67.
 261. Ware JE, Sherbourne CD. The MOS 36-item short-form health survey (SF-36). I. Conceptual framework and item selection. *Med Care [Internet].* 1992;30(6):473-83.

262. Newnham EA, Harwood KE, Page AC. Evaluating the clinical significance of responses by psychiatric inpatients to the mental health subscales of the SF-36. *J Affect Disord* [Internet]. 2007 ;98(1–2):91–7.
263. Ware JE Jr, Snow KK, Kosinski M GB. SF-36 Health Survey: manual and interpretation guide.No Title. Bost New Engl Med Center; 1993.
264. Landis JR KG. The measurementof observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977;33:159–74.
265. Portney LG WM. Foundations of clinical research: applications to practice. 3rd ed.Nueva jersey: Pearson Prentice Hall. 2009.
266. Burdock EI, Fleiss JL HA. A new view of inter-observer agreement. *Pers Psychol*. 1963;16:373–84.
267. Declaración de Helsinki adoptada en la 18ª Asamblea de la Asociación Médica Mundial (AMM) (Helsinki, Finlandia, Junio 1964). 1964.
268. 52ª Asamblea General (Edimburgo, Escocia, Octubre 2000). 2000.
269. Asamblea General de la AMM, Tokio 2004). 2004.
270. 59ª Asamblea General de la AMM realizada en Seúl (Corea, Octubre 2008). 2008.
271. Kautz SA, Bowden MG, Clark DJ NR. Comparison of motor control deficits during treadmill and overground walking poststroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2011;25:756–765.
272. Lee SJ HJ. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *J Appl Physiol*. 2008;(104):747–55.
273. Van Ingen Schenau GJ. Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Med Sci Sport Exerc*. 1980;12:257–61.
274. Kawashima N, Mita T YM. Inter-individual difference in the effect of mirror reflection induced visual feedback on phantom limb awareness in forearm amputees. *PLoS One*. 2013;8(7):1–6.
275. Arifin N., Abu Osman NA., Ali S., Gholizadeh H. AW. Postural Stability Characteristics of Transtibial Amputees Wearing Different Prosthetic Foot Types When Standing on Various Support Surfaces. *Sci World J*. 2014;1–7.

276. Powers CM, Boyd LA, Torburn L. PJS ambulation in, Seattle persons with transtibial amputation: an analysis of the, 1997;34:9–18. *LJRRD*. Stair ambulation in persons with transtibial amputation: an analysis of the Seattle Litefoot. *J Rehabil Res Dev*. 1997;34:9–18.
277. Damiano D. Reviewing Muscle Cocontraction: Is It a Developmental, Pathological, or Motor Control Issue? *Phys Occup Ther Pediatr*. 1993;12(3).
278. Mc Geer T. Passive dynamic walking. *Int J Rob Res*. 1990;9:62.
279. Sagawa Y, Turcot K, Armand S, Thevenon A, Vuillerme N WE. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: a systematic review. *Gait Posture*. 2011;33:511–26.
280. Prinsen EC, Nederhand MJ RJ. Adaptation strategies of the lower extremities of patients with a transtibial or transfemoral amputation during level walking: a systematic review. *Arch Phys Med Rehabil*. 2011;92:1311–24.
281. Soares AS, Yamaguti EY, Mochizuki L, Amadio AC SJ. Biomechanical parameters of gait among transtibial amputees: a review. *Sao Paulo Med J*. 2009;127:302–9.
282. Nolan L, Wit A, Dudzinski K, Lees A, Lake M WM. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait Posture*. 2003;17:142–51.
283. Hurwitz DE, Sumner DR, Andriacchi TP SD. Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution. *J Biomech*. 1998;31:423–30.
284. Fransson P, Johansson R, Hafström A MM. Methods for Evaluation of Postural Control Adaptation. *Gait Posture*. 2000;12:14–24.
285. Fernie CR, Holling PJ. Postural sway in amputees and normal subjects. *J Bone Jt Surg [Am]*. 1978;60:895–8.
286. Vittas D, Larsin TK JE. Body sway in below-knee amputees. *Prosthet Orthot Int*. 1986;10:139–41.
287. Dupui PH MR. Approche physiologique des analyses posturographiques statiques et dynamiques, Physiologie, Techniques, Pathologies. In: *Posture et Equilibre*. Dupui Ph., Posture et Equilibre, Solal, Marseille; 2003; 13–29.
288. Thibodeau GA PK. Anatomía y fisiología. In: Elsevier. 6ª Edition. Elsevier; 2007.

289. Whalen GF, Ferrans CE. Quality of life as an outcome in clinical trials and cancer care: a primer for surgeons. *J Surg Oncol* [Internet]. 2001;77(4):270–6.
290. Muniesa JM, Pou M, Marco E, Boza R, Guillén A, Duarte E, Escalada F, Belmonte R. Health-related quality of life in patients with lower limb amputations. *Serv Med Física y Rehabil Hosp del Mar y l' Esperança Inst Munic d'Assistència Sanitària Univ Autònoma Barcelona* [Internet]. 2009.
291. D'Elboux Diogo MJ. Satisfaction with life overall and with specific life domains among elderly persons with a lower limb amputation. *Rev Panam Salud Pública*. 2003;13(6):395–9.
292. Mayer A, Kudar K, Bretz K, Tihanyi J. Body schema and body awareness of amputees. *Prosthet Orthot Int* [Internet]. 2008 ;32(3):363–82.
293. Senra H, Oliveira RA, Leal I, Vieira C. Beyond the body image: a qualitative study on how adults experience lower limb amputation. *Clin Rehabil* [Internet]. 2012 Feb ;26(2):180–91.
294. Nolan L LA. The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees. *Prosthet Orthot Int*. 2000;24:117–25.
295. Vanicek N, Strike S, McNaughton L PR. Gait patterns in transtibial amputee fallers vs. non-fallers: Biomechanical differences during level walking. *Gait Posture*. 2009;29:415–20.
296. Yeung LF, Leung A, Zhang M LW. Long-distance walking effects on trans-tibial amputees compensatory gait patterns and implications on prosthetic designs and training. *Gait Posture*. 2012;35:328–33.
297. Pillet-Goujon H, Sapin H, Fodé P LF. Three-dimensional motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89:87–93.
298. Hermodsson Y, Ekdahl C, Persson BM RG. Gait in male trans-tibial amputees: a comparative study with healthy subjects in relation to walking speed. *Prosthet Orthot Int*. 1994;18:68–77.
299. Hafner BJ, Sanders JE, Czerniecki J FJ. Energy storage and return prostheses: does patient perception correlate with biomechanical analysis. *Clin Biomech*. 2002;17:325–44.

300. Takacs J, Carpenter MG, Garland SJ HM. Test re-test reliability of centre of pressure measures during standing balance in individuals with knee osteoarthritis. *Gait Posture*. 2014;40(1):270–3.

13.Anexos.

Anexo 1. Cuestionario de Imagen Corporal MBSRQ ® Versión Española

© Emma Ribas, Luis Botella y Jesús Benito (2008).

1	2	3	4	5
Totalmente en desacuerdo	Bastante en desacuerdo	Indiferente	Bastante de acuerdo	Totalmente de acuerdo

PUNTUACIÓN		
	1. Antes de estar en público, siempre compruebo mi aspecto.	ISC
	2. Podría superar la mayoría de pruebas de estar en buena forma física.	ISC
	3. Para mí es importante tener mucha fuerza.	ISC
	4. Mi cuerpo es sexualmente atractivo.	AFA
	5. No hago ejercicio regularmente.	COMF-
	6. Sé mucho sobre las cosas que afectan a mi salud física.	ISC
	7. Me preocupa constantemente poder llegar a estar gordo/a.	ISC
	8. Me gusta mi aspecto tal y como es.	AFA
	9. Compruebo mi aspecto siempre que puedo.	CAF
	10. Antes de salir, invierto mucho tiempo en arreglarme.	ISC
	11. Tengo una buena capacidad de resistencia física.	ISC
	12. Participar en deportes no es importante para mí.	ISC-
	13. No hago cosas que me mantengan en forma.	COMF-
	14. Tener buena salud es una de las cosas más importantes para mí.	ISC
	15. Soy muy consciente de cambios en mi peso, aunque sean muy pequeños.	CAF
	16. Casi todo el mundo me considera guapo/a.	ISC
	17. Es importante para mí que mi aspecto sea siempre	CAF

	bueno.	
	18. Adquiero fácilmente nuevas habilidades físicas.	ISC
	19. Estar en forma no es una prioridad en mi vida.	ISC-
	20. Hago cosas que aumentan mi fuerza física.	COMF
	21. Raramente estoy enfermo.	ISC
	22. A menudo leo libros y revistas de salud.	ISC
	23. Me gusta el aspecto de mi cuerpo sin ropa.	AFA
	24. No soy bueno en deportes o juegos.	COMF-
	25. Raramente pienso en mis aptitudes deportivas.	ISC-
	26. Me esfuerzo en mejorar mi resistencia física.	COMF
	27. No me preocupo de llevar una dieta equilibrada.	ISC-
	28. Me gusta cómo me sienta la ropa.	ISC
	29. Presto especial atención al cuidado de mi pelo.	CAF
	30. No le doy importancia a mejorar mis habilidades en actividades físicas.	ISC-
	31. Trato de estar físicamente activo/a.	COMF
	32. Presto atención a cualquier signo que indique que puedo estar enfermo/a.	ISC
	33. Nunca pienso en mi aspecto.	ISC-
	34. Siempre trato de mejorar mi aspecto físico.	ISC
	35. Me muevo de forma armónica y coordinada.	CAF
	36. Sé mucho sobre cómo estar bien físicamente.	ISC
	37. Hago deporte regularmente a lo largo del año.	COMF
	38. Soy muy consciente de pequeños cambios en mi salud.	ISC
	39. Al primer signo de enfermedad, voy al médico.	ISC
	<p>Use una escala del 1 al 5 para mostrar el grado de satisfacción o insatisfacción con cada una de las partes del cuerpo que aparecen a continuación.</p> <p>1. Muy insatisfecho/a.</p> <p>2. Bastante insatisfecho/a.</p> <p>3. Punto medio.</p> <p>4. Bastante satisfecho/a.</p>	

	5. Muy satisfecho/a.	
	40. Parte inferior del cuerpo (nalgas, muslos, piernas, pies).	ISC
	41. Parte media del cuerpo (abdomen y estomago).	ISC
	42. Parte superior del cuerpo (pecho, hombros, brazos).	ISC
	43. Tono muscular (fuerza física, musculación).	ISC
	44. Peso.	ISC
	45. Aspecto general.	ISC

INSTRUCCIONES

A continuación, encontrará una serie de preguntas acerca de cómo la gente piensa, siente o se comporta.

Indique por favor su grado de acuerdo con cada afirmación aplicada a Vd.

No hay respuestas verdaderas o falsas. Dé la respuesta que más se ajuste a usted mismo/a.

Use la escala que encontrará al principio del cuestionario para puntuar las afirmaciones.

Anote el número en la casilla que se encuentra a la izquierda de cada afirmación.

Por favor, sea lo más sincero/a posible.

Gracias.

Anexo 2.Cuestionario Autoestima Rosenberg (RSE).

1. Siento que soy una persona digna de aprecio, al menos en igual medida que los demás.
2. Creo que tengo un buen número de cualidades.
3. En general, me inclino a pensar que soy un/a fracasado/a.
4. Soy capaz de hacer las cosas tan bien como la mayoría de la gente.
5. Siento que no tengo muchos motivos para sentirme orgulloso/a de mí.
6. Tengo una actitud positiva hacia mí mismo/a.
7. En general, estoy satisfecho/a de mi mismo/a.
8. Desearía valorarme más a mi mismo/a.
9. A veces me siento verdaderamente inútil.
10. A veces pienso que no soy bueno/a para nada.

Anexo 3. Cuestionario calidad de vida (SF-36).

1.- En general, usted diría que su **salud** es:

- 1 ☐ Excelente
- 2 ☐ Muy buena
- 3 ☐ Buena
- 4 ☐ Regular
- 5 ☐ Mala

2.- ¿Cómo diría que es su **salud actual**, comparada con la de antes de la amputación?

- 1 ☐ Mucho mejor ahora que hace un año
- 2 ☐ Algo mejor ahora que hace un año
- 3 ☐ Más o menos igual que hace un año
- 4 ☐ Algo peor ahora que hace un año
- 5 ☐ Mucho peor ahora que hace un año

LAS SIGUIENTES PREGUNTAS SE REFIEREN A ACTIVIDADES O COSAS QUE USTED PODRÍA HACER EN UN DÍA NORMAL.

3.- Su salud actual, ¿le limita para hacer **esfuerzos intensos**, tales como correr, levantar objetos pesados, o participar en deportes agotadores?

- 1 ☐ Sí, me limita mucho
- 2 ☐ Sí, me limita un poco
- 3 ☐ No, no me limita nada

4.- Su salud actual, ¿le limita para hacer **esfuerzos moderados**, como mover una mesa, pasar la aspiradora, jugar a los bolos o caminar más de una hora?

- 1 ☐ Sí, me limita mucho
- 2 ☐ Sí, me limita un poco
- 3 ☐ No, no me limita nada

5.- Su salud actual, ¿le limita para **coger o llevar la bolsa de la compra**?

- 1 ☐ Sí, me limita mucho
- 2 ☐ Sí, me limita un poco

3 ☐ No, no me limita nada

6.- Su salud actual, ¿le limita para **subir varios pisos** por la escalera?

1 ☐ Sí, me limita mucho

2 ☐ Sí, me limita un poco

3 ☐ No, no me limita nada

7.- Su salud actual, ¿le limita para **subir un solo piso** por la escalera?

1 ☐ Sí, me limita mucho

2 ☐ Sí, me limita un poco

3 ☐ No, no me limita nada

8.- Su salud actual, ¿le limita para **agacharse o arrodillarse**?

1 ☐ Sí, me limita mucho

2 ☐ Sí, me limita un poco

3 ☐ No, no me limita nada

9.- Su salud actual, ¿le limita para caminar **un kilómetro o más**?

1 ☐ Sí, me limita mucho

2 ☐ Sí, me limita un poco

3 ☐ No, no me limita nada

10.- Su salud actual, ¿le limita para caminar **varias manzanas** (varios centenares de metros)?

1 ☐ Sí, me limita mucho

2 ☐ Sí, me limita un poco

3 ☐ No, no me limita nada

11.- Su salud actual, ¿le limita para caminar **una sola manzana** (unos 100 metros)?

1 ☐ Sí, me limita mucho

2 ☐ Sí, me limita un poco

3 ☐ No, no me limita nada

12.- Su salud actual, ¿le limita para **bañarse o vestirse por sí mismo**?

1 ☐ Sí, me limita mucho

2 ☐ Sí, me limita un poco

3 ☐ No, no me limita nada

LAS SIGUIENTES PREGUNTAS SE REFIEREN A PROBLEMAS EN SU TRABAJO O EN SUS ACTIVIDADES COTIDIANAS.

- 13.- Durante las 4 últimas semanas, ¿tuvo que **reducir el tiempo** dedicado al trabajo o a sus actividades cotidianas, a causa de su salud física?
- 1 ☐ Sí
- 2 ☐ No
- 14.- Durante las 4 últimas semanas, ¿**hizo menos** de lo que hubiera querido hacer, a causa de su salud física?
- 1 ☐ Sí
- 2 ☐ No
- 15.- Durante las 4 últimas semanas, ¿tuvo que **dejar de hacer algunas tareas** en su trabajo o en sus actividades cotidianas, a causa de su salud física?
- 1 ☐ Sí
- 2 ☐ No
- 16.- Durante las 4 últimas semanas, ¿tuvo **dificultad** para hacer su trabajo o sus actividades cotidianas (por ejemplo, le costó más de lo normal), a causa de su salud física?
- 1 ☐ Sí
- 2 ☐ No
- 17.- Durante las 4 últimas semanas, ¿tuvo que **reducir el tiempo** dedicado al trabajo o a sus actividades cotidianas, a causa de algún problema emocional (como estar triste, deprimido, o nervioso)?
- 1 ☐ Sí
- 2 ☐ No
- 18.- Durante las 4 últimas semanas, ¿**hizo menos** de lo que hubiera querido hacer, a causa de algún problema emocional (como estar triste, deprimido, o nervioso)?
- 1 ☐ Sí
- 2 ☐ No
- 19.- Durante las 4 últimas semanas, ¿no hizo su trabajo o sus actividades cotidianas tan **cuidadosamente** como de costumbre, a causa de algún problema emocional (como estar triste, deprimido, o nervioso)?
- 1 ☐ Sí
- 2 ☐ No

20.- Durante las 4 últimas semanas, ¿hasta qué punto su salud física o los problemas emocionales han dificultado sus actividades sociales habituales con la familia, los amigos, los vecinos u otras personas?

- 1 ☐ Nada
- 2 ☐ Un poco
- 3 ☐ Regular
- 4 ☐ Bastante
- 5 ☐ Mucho

21.- ¿Tuvo **dolor** en alguna parte del cuerpo durante las 4 últimas semanas?

- 1 ☐ No, ninguno
- 2 ☐ Sí, muy poco
- 3 ☐ Sí, un poco
- 4 ☐ Sí, moderado
- 5 ☐ Sí, mucho
- 6 ☐ Sí, muchísimo

22.- Durante las 4 últimas semanas, ¿hasta qué punto el dolor le ha dificultado su trabajo habitual (incluido el trabajo fuera de casa y las tareas domésticas)?

- 1 ☐ Nada
- 2 ☐ Un poco
- 3 ☐ Regular
- 4 ☐ Bastante
- 5 ☐ Mucho

LAS PREGUNTAS QUE SIGUEN SE REFIEREN A CÓMO SE HA SENTIDO Y CÓMO LE HAN IDO LAS COSAS DURANTE LAS 4 ÚLTIMAS SEMANAS. EN CADA PREGUNTA RESPONDA LO QUE SE PAREZCA MÁS A CÓMO SE HA SENTIDO USTED.

23.- Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió lleno de **vitalidad**?

- 1 ☐ Siempre
- 2 ☐ Casi siempre
- 3 ☐ Muchas veces
- 4 ☐ Algunas veces

- 5 ☐ Sólo alguna vez
6 ☐ Nunca
- 24.- Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo estuvo muy **nervioso**?
- 1 ☐ Siempre
2 ☐ Casi siempre
3 ☐ Muchas veces
4 ☐ Algunas veces
5 ☐ Sólo alguna vez
6 ☐ Nunca
- 25.- Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió tan **bajo de moral** que nada podía animarle?
- 1 ☐ Siempre
2 ☐ Casi siempre
3 ☐ Muchas veces
4 ☐ Algunas veces
5 ☐ Sólo alguna vez
6 ☐ Nunca
- 26.- Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió **calmado y tranquilo**?
- 1 ☐ Siempre
2 ☐ Casi siempre
3 ☐ Muchas veces
4 ☐ Algunas veces
5 ☐ Sólo alguna vez
6 ☐ Nunca
- 27.- Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo tuvo **mucha energía**?
- 1 ☐ Siempre
2 ☐ Casi siempre
3 ☐ Muchas veces
4 ☐ Algunas veces
5 ☐ Sólo alguna vez
6 ☐ Nunca
- 28.- Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió **desanimado y triste**?

- 1 ☐ Siempre
- 2 ☐ Casi siempre
- 3 ☐ Muchas veces
- 4 ☐ Algunas veces
- 5 ☐ Sólo alguna vez
- 6 ☐ Nunca

29.- Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió **agotado**?

- 1 ☐ Siempre
- 2 ☐ Casi siempre
- 3 ☐ Muchas veces
- 4 ☐ Algunas veces
- 5 ☐ Sólo alguna vez
- 6 ☐ Nunca

30.- Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió **feliz**?

- 1 ☐ Siempre
- 2 ☐ Casi siempre
- 3 ☐ Muchas veces
- 4 ☐ Algunas veces
- 5 ☐ Sólo alguna vez
- 6 ☐ Nunca

31.- Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió **cansado**?

- 1 ☐ Siempre
- 2 ☐ Casi siempre
- 3 ☐ Muchas veces
- 4 ☐ Algunas veces
- 5 ☐ Sólo alguna vez
- 6 ☐ Nunca

32.- Durante las 4 últimas semanas, ¿con qué frecuencia la salud física o los problemas

emocionales le han dificultado sus actividades sociales (como visitar a los amigos o familiares)?

- 1 ☐ Siempre
- 2 ☐ Casi siempre
- 3 ☐ Algunas veces
- 4 ☐ Sólo alguna vez
- 5 ☐ Nunca

POR FAVOR, DIGA SI LE PARECE CIERTA O FALSA CADA UNA DE LAS SIGUIENTES FRASES.

33.- Creo que me pongo enfermo más fácilmente que otras personas.

- 1 ☐ Totalmente cierta
- 2 ☐ Bastante cierta
- 3 ☐ No lo sé
- 4 ☐ Bastante falsa
- 5 ☐ Totalmente falsa

34.- Estoy tan sano como cualquiera.

- 1 ☐ Totalmente cierta
- 2 ☐ Bastante cierta
- 3 ☐ No lo sé
- 4 ☐ Bastante falsa
- 5 ☐ Totalmente falsa

35.- Creo que mi salud va a empeorar.

- 1 ☐ Totalmente cierta
- 2 ☐ Bastante cierta
- 3 ☐ No lo sé
- 4 ☐ Bastante falsa
- 5 ☐ Totalmente falsa

36.- Mi salud es excelente.

- 1 ☐ Totalmente cierta
- 2 ☐ Bastante cierta
- 3 ☐ No lo sé
- 4 ☐ Bastante falsa
- 5 ☐ Totalmente falsa

Anexo 4. Dictamen favorable para el estudio aprobado por el comité de ética de la Universidad Rey Juan Carlos de Madrid con número interno 230620153115



Universidad
Rey Juan Carlos

Rectorado

D. José Luis del Barrio Fernández, Secretario del Comité de Ética de la Investigación de la Universidad Rey Juan Carlos,

CERTIFICA

Que este Comité ha evaluado el proyecto de investigación titulado:

ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO MUSCULAR DEL MUSLO EN PACIENTES AMPUTADOS TRANSTIBIALES UNILATERALES PROTETIZADOS TRAS INTRODUCIR DIFERENTES VARIABLES CUANTITATIVAS. CÓMO AFECTA LA VELOCIDAD Y EL MATERIAL COMO PLANTILLA EN LA MARCHA Y LA ESTABILIDAD. ANÁLISIS DEL IMPACTO DE LA AMPUTACIÓN EN LA IMAGEN CORPORAL, LA AUTOESTIMA Y SU CALIDAD DE VIDA
Con número de registro interno: 230620153115

y considera que:

- Se cumplen los requisitos éticos necesarios del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para los participantes.
- La capacidad del investigador y los medios disponibles son apropiados para llevar a cabo el estudio.

Por lo que ha decidido emitir un dictamen **FAVORABLE** para la realización de dicho proyecto, cuya investigadora principal es **Doña MARTA LOSA IGLESIAS** de la Facultad de Ciencias de la Salud de la URJC

Lo que firmo en Móstoles a 28 de septiembre de 2015

Firmado: D. José Luis del Barrio Fernández



Anexo 5. Modelo de Consentimiento Informado

Consentimiento Informado para participar en el Proyecto de investigación:

Estudio del comportamiento muscular en sujetos amputados transtibiales unilaterales protetizados.

D./Dña.....

DNI/Pasaporte.....

Dirección.....

Teléfono.....

Fecha.....

NºIdentificación.....

A.- IDENTIFICACIÓN DEL ESTUDIO:

Estudio del comportamiento muscular del muslo en amputados transtibiales unilaterales protetizados e individuos sanos a diferentes velocidades de marcha y valoración de estabilidad con plantillas de diferentes materiales. Análisis del impacto de la amputación en la imagen corporal, la autoestima y su calidad de vida.

B.- CONSENTIMIENTO:

Yo manifiesto que hoy, a fecha_____del mes de_____de 20__ he sido informado por parte del Podólogo D^a Nuria Sarroca Becerrica de la naturaleza y propósito del estudio que se va a realizar, de que el estudio cuenta con la autorización del comité de ética de la Universidad rey Juan Carlos, de que se guardarán y protegerán mis datos en la más estricta confidencialidad, asociándose estos a un número de identificación arriba indicado.

Yo entiendo:

1.- Que la persona Responsable de la Investigación es D^a Nuria Sarroca Becerrica, con quien puede contactar en cualquier momento conforme a la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal por escrito en Paseo de las Damas 17 ppal. izda, cp: 50008, Zaragoza. Tlf: 976795117, mail: nuriasarroca@hotmail.com

2.- Que conforme al artículo 5 de la citada Ley Orgánica 15/1999, he sido informado de:

- a) Que mis datos formarán parte de un fichero de datos de carácter personal, cuya finalidad es recoger los resultados del tratamiento aplicado y que los destinatarios de la información serán exclusivamente de las personas que han participado en el tratamiento sin que nadie más tenga acceso a los mismos.
- b) Que tiene derecho a que se le responda a cuantas preguntas quiera plantear.
- c) Que sus datos servirán exclusivamente y de forma anónima para valorar los resultados obtenidos durante su tratamiento y que puede negarse en cualquier momento a facilitar cualquier tipo de dato.
- d) Que tiene en todo momento la posibilidad de ejercitar los derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición.
- e) La identidad y dirección del responsable del tratamiento así como de todas las personas que participen en su tratamiento.

3.- Yo manifiesto haber recibido por parte de D^a Nuria Sarroca Becerrica, en calidad de Podólogo, tanto oral como por escrito, las instrucciones a seguir durante el estudio, así como las respuestas y aclaraciones oportunas a todas las preguntas por mi planteadas autorizando a participar voluntariamente en el estudio y a utilizar los resultados obtenidos con fines docentes e investigadores, preservando en todo momento los datos personales que nunca serán publicados ni dados a conocer en modo alguno.

4.- Igualmente conozco que en cualquier momento puedo retirarme del estudio cuando quiera, sin tener que dar explicaciones o a que los datos que se obtengan no sean utilizados para su publicación ni con fines docentes o investigadores.

El proyecto a realizar consiste en analizar con mallas de EMG el trabajo muscular del muslo en sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral y de sujetos sanos por medio de sistemas instrumentales, con el objetivo de detectar las alteraciones electromiográficas y de estabilidad consecuentes por la amputación. Para ello, este proyecto analiza la actividad muscular a diferentes velocidades sobre cinta de marcha, estabilidad en plataforma de fuerzas y diferentes test que evalúan su autoestima, imagen corporal y calidad de vida. De esta manera, el conocimiento generado supone un avance para la investigación centrada en este tipo de pacientes debido a los pocos estudios que hay sobre el tema.

Respecto a los beneficios para los pacientes, la obtención de información objetiva y cuantitativa sobre sus alteraciones funcionales puede mejorar la prescripción de las prótesis, el éxito del tratamiento rehabilitador y la participación socio-laboral de cada individuo.

Está previsto que el paciente pueda realizar el protocolo de estudio en una sola sesión. Si fuera necesario alguna otra visita, se solicitará previamente su consentimiento. No existen riesgos para la salud de los participantes, puesto que se les someterá a pruebas en las que se les exigirá únicamente caminar. Sin embargo, puede resultar algo incómodo la deambulación en la cinta de marcha e incluso llegar a marearse. Los sujetos participantes que así lo soliciten recibirán un informe detallado de su valoración, que podrá serle de utilidad para una mejor orientación terapéutica.

El investigador principal, su equipo y cualquier persona que intervenga en el proyecto están obligados legalmente a guardar el secreto y confidencialidad sobre cuantas informaciones y/o datos puedan obtenerse del sujeto por su participación en el proyecto. También se le ha informado que la participación o no en la investigación no afectará a ningún tipo de servicio o cobertura sanitaria o social con la que esté vinculado o pueda estarlo en un futuro.

Con las garantías legales oportunas, los resultados del estudio podrán ser comunicados a la comunidad científica a través de congresos y publicaciones, garantizando que en todo el proceso de difusión, se omitirá su identidad y cualquier dato personal que pueda facilitar que se le identifique.

La Universidad Rey Juan Carlos y el equipo de investigación que lidera el referido proyecto están exentos de cualquier responsabilidad que se derive de la investigación que no se haya manifestado en el presente escrito, sea cual fuere el momento y lugar en donde se realizara.

Declara que ha recibido suficiente información sobre el estudio y que ha tenido oportunidad de efectuar preguntas sobre el mismo y, en su caso, ha recibido respuestas satisfactorias del investigador/investigadores responsables. Ha comprendido la información recibida y la decisión que toma es libre y voluntaria, pudiendo, en cualquier momento,

revocar por escrito este consentimiento sin expresar la causa y sin que suponga perjuicio alguno en la asistencia sanitaria suya. Declara que se le entrega una copia de este documento.

Considerando todo lo anterior, firmo la presente autorización en Zaragoza, a _____de _____ de 2015.

Firma y nombre del Investigador (DNI).
(DNI).

Firma y nombre del participante

Anexo 6. Historia Clínica.

Número historia clínica

Nombre y apellidos

Fecha de nacimiento

Documento Nacional de Identidad (DNI)

Dirección (vía, número, localidad)

Teléfono

Correo electrónico

Nivel educativo (ninguno, primarios, superiores)

Profesión

Lugar de residencia

Ortopedia de referencia

Hospital de referencia

Miembro amputado

Fecha amputación

Nivel de amputación

Etiología de la amputación (vascular, oncológica, traumática, infecciosa)

Tipo de prótesis (encaje rígido, blando y tipo de pie)

Tiempo con la prótesis

Adaptación de la prótesis

Otras ayudas.

Patologías asociadas (Diabetes, Hipercolesterolemia, Hipertensión arterial (HTA), Insuficiencia cardiorespiratoria (IC), Enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), Enfermedad tumoral, Artritis, Artrosis).

Tratamiento médico actual

Valoración del muñón

Morfología del muñón (cilíndrica/cónica/bulbosa)

Piel y coloración

Cicatriz (estado y localización)

Dolor a la palpación

Miembro fantasma

Edema

Anexo 7. Tabla de fiabilidad ICC (95%) de las tres mediciones repetidas de las variables de EMG para isquiotibiales.

Variable	ICC	Límite	Límite
ISQUIO_DS_V1	0,966	0,953	0,976
ISQUIO_DS_V2	0,949	0,930	0,964
ISQUIO_DS_V3	0,940	0,917	0,957
ISQUIO_DS_V4	0,955	0,938	0,968
ISQUIO_SIN_V1	0,958	0,942	0,970
ISQUIO_SIN_V2	0,946	0,925	0,962
ISQUIO_SIN_V3	0,961	0,946	0,972
ISQUIO_SIN_V4	0,959	0,944	0,971
ISQUIO_B_V1	0,925	0,898	0,947
ISQUIO_B_V2	0,947	0,926	0,963
ISQUIO_B_V3	0,953	0,934	0,967
ISQUIO_B_V4	0,965	0,952	0,975
ISQUIO_D_V1	0,955	0,938	0,968
ISQUIO_D_V2	0,948	0,928	0,963
ISQUIO_D_V3	0,960	0,943	0,972
ISQUIO_D_V4	0,967	0,954	0,977

Anexo 8. Tabla de fiabilidad ICC (95%) de las tres mediciones repetidas de las variables de EMG para cuádriceps.

Variable	ICC	Límite	Límite
CUADRICEPS_DS_V1	0,961	0,946	0,972
CUADRICEPS_DS_V2	0,960	0,944	0,971
CUADRICEPS_DS_V3	0,974	0,964	0,982
CUADRICEPS_DS_V4	0,966	0,953	0,976
CUADRICEPS_SIN_V1	0,953	0,935	0,966
CUADRICEPS_SIN_V2	0,972	0,961	0,980
CUADRICEPS_SIN_V3	0,967	0,955	0,977
CUADRICEPS_SIN_V4	0,972	0,961	0,980
CUADRICEPS_B_V1	0,972	0,961	0,980
CUADRICEPS_B_V2	0,969	0,957	0,978
CUADRICEPS_B_V3	0,972	0,961	0,980
CUADRICEPS_B_V4	0,965	0,948	0,977
CUADRICEPS_D_V1	0,959	0,943	0,971
CUADRICEPS_D_V2	0,958	0,942	0,970
CUADRICEPS_D_V3	0,968	0,956	0,978
CUADRICEPS_D_V4	0,966	0,953	0,976

Anexo 9. Tabla de fiabilidad ICC (95%) de las tres mediciones repetidas de las variables de estabilidad.

Variable	ICC	Límite	Límite
LONGITUD_DS_ABIERTOS	0,845	0,767	0,903
LONGITUD_DS_CERRADOS	0,895	0,838	0,940
LONGITUD_B_ABIERTOS	0,833	0,749	0,895
LONGITUD_B_CERRADOS	0,912	0,864	0,946
LONGITUD_D_ABIERTOS	0,826	0,739	0,890
LONGITUD_D_CERRADOS	0,939	0,905	0,963
VLATERAL_DS_ABIERTOS	0,815	0,724	0,883
VLATERAL_DS_CERRADOS	0,870	0,803	0,919
VLATERAL_B_ABIERTOS	0,823	0,735	0,888
VLATERAL_B_CERRADOS	0,893	0,837	0,934
VLATERAL_D_ABIERTOS	0,843	0,764	0,902
VLATERAL_D_CERRADOS	0,922	0,897	0,952
VANTERIOR_DS_ABIERTOS	0,848	0,771	0,905
VANTERIOR_DS_CERRADO	0,896	0,841	0,936
VANTERIOR_B_ABIERTOS	0,804	0,709	0,875
VANTERIOR_B_CERRADOS	0,914	0,868	0,947
VANTERIOR_D_ABIERTOS	0,791	0,690	0,867
VANTERIOR_D_CERRADOS	0,936	0,899	0,961

